

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Analýza EEG metodou ICA
ICA Analysis of EEG Record

Zadání diplomové práce

Student:

Bc. Petr Bos

Studijní program:

N2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma:

**Analýza EEG metodou ICA
ICA Analysis of EEG Record**

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s formátem digitalizovaných dat a příprava programu pro načtení záznamu.
2. Prostudování příslušné literatury o metodě analýzy nezávislých komponent (ICA).
3. Analyzování naměřených dat metodou ICA.
4. Zhodnocení výsledků práce a jejího přínosu.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KRAJČA, Vladimír a Jitka MOHYLOVÁ. *Číslicové zpracování neurofyzilogických signálů*. 1. vyd. Praha: České vysoké učení technické, 2011, 168 s. ISBN 978-80-01-04721-7.
- [2] HYVÄRINEN, Aapo, Juha KARHUNEN and Erkki OJA. *Independent Component Analysis: Algorithms and Applications*. New York: Wiley, c2001, xxi, 481 s. ISBN 0-471-40540-X.
- [3] COMON, Pierre. Independent component analysis, A new concept? *Signal processing*. 1994, vol. 36, iss. 3, p. 287-314. ISSN 0165-1684.
- [4] EEGLAB. Dostupné z: <http://scn.ucsd.edu/eeglab/index.html>
- [5] HYVÄRINEN, Aapo and Erkki OJA. *Independent Component Analysis: A Tutorial*. Dostupné z: http://cis.legacy.ics.tkk.fi/aapo/papers/IJCNN99_tutorialweb/
- [6] ČERNOŠEK, A., V. KRAJČA, J. MOHYLOVÁ, et. al. Estimation of the Time Delay of Epileptic Spikes by ICA. In: *Lecture notes in Computer Science*. Frankfurt, Germany: Springer, 2000. Vol. 1933, pp. 34-42. ISBN 3-540-41089-9.
- [7] Mohylová J., Černošek, A., Krajča, V. The Application of Independent Component Analysis in Medical Practice. In: *IC-SPETO 2001: XXIV Międzynarodowa Konferencja z Podstaw Elektrotechniki i Teorii Obwodów*, Gliwice-Ustroń, 23-36.05.2001, Svazek 1, pp. 489-492. ISBN 83-85940-23-5.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Jitka Mohylová, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomová práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

Bc. Petr Bos



Datum odevzdání diplomové práce 7. 5. 2014.

Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval své vedoucí práce, paní doktorce Ing. Jitce Mohylové, Ph.D. za cenné konzultace, rady a připomínky spojené s vypracováním mé diplomové práce. Také bych jí chtěl poděkovat za poskytnutí dat pro zpracování, jelikož bez nich by práce nemohla být zrealizovaná.

Dále bych také rád poděkoval panu doktorovi MUDr. Vilému Novákovi za rady, materiály a především také důležitá data z měření v nemocnici, která byla v práci analyzována.

Abstrakt

Každý EEG záznam se skládá kromě vlastní mozkové aktivity daného pacienta také z různých typů artefaktů, které se během měření superponují na měřený signál. Některé artefakty je možné odstranit pomocí filtrace, ale je nutné, použít jemné filtry. Pokud zvolíme špatnou filtraci, může dojít k odfiltrování také některých patologických grafoelementů, např. vln epileptické aktivity, které mají velmi vysokou amplitudu. Proto můžeme použít metodu nezávislých komponent, která získává z naměřené mozkové činnosti podstatná data, která dále zpracováváme a vyhodnocujeme. Hlavním principem této metody je rozklad naměřených dat na nezávislé komponenty, u kterých musí být splněna podmínka nezávislosti, tzn., že nesmí mít normální gaussovské rozložení. Po odstranění určitých komponent, které obsahují artefakty, jsme schopni zrekonstruovat nový EEG záznam bez těchto rušivých složek. V diplomové práci se zaměřuji především na spektrální analýzu dat zpracovaných pomocí této metody a následně také na detekci epileptiformní aktivity pomocí testů extrémních hodnot vyskytujících se v záznamech.

Klíčová slova

EEG záznam, metoda ICA, biologické artefakty, technické artefakty, epilepsie, nezávislé komponenty, spektrální analýza, brainmapping, spektrální výkonová hustota, detekce epileptických hrotů.

Abstract

Each EEG recording consists of not only brain activity of the patient but also different types of artifacts superimposed to the measured signal during the measurement. Some of the artifacts can be eliminated by filtration, but it is necessary to use fine filters. If we choose the wrong filtration, we can remove some of the pathological graphoelements, such as high altitude waves of epileptic activity. Therefore, we can use independent component analysis, which finds the most important components from recorded brain activity; these components are further processed and evaluated. The main principal of this method is separation of measured data into independent components which are non-Gaussian. After removal of certain components that contain artifacts we are able to reconstruct a new EEG recording without these interfering components. My thesis is mainly focused on spectral analysis of the data processed by this method and on detection of epileptiform activity using the tests of extreme values occurring in records.

Keywords

EEG recording, ICA, biological artifacts, technical artifacts, epilepsy, independent components, spectral analysis, Brainmapping, power spectral density, detection of epileptic spikes.

Seznam použitých symbolů a zkratek

AD převodník	Analogově digitální převodník
Ag/AgCl	stříbro/chlorid stříbrný
AR	Autoregresní model
ARMA	Autoregresní model klouzavých průměrů
ASCII	American Standard Code for Information Interchange
AVR	(averaged reference) referenční svorka
BM	Topografické mapování mozkové činnosti (Brainmapping)
COH	Koherenční funkce
CR	(common reference) referenční svorka
CSA	Metoda zhuštěných spektrálních kulis
dB	Decibel
DFT	Diskrétní Fourierova transformace
EEG	Elektroencefalografie
EKG	Elektrokardiografie
EMG	Elektromyografie
EOG	Elektrookulografie
FFT	Rychlá Fourierova transformace
HF	Vysoké frekvence
Hz	Hertz
ICA	Analýza nezávislých komponent
LF	Nízké frekvence
MA	Model klouzavých průměrů
OZ	Operační zesilovač
PNG	Pneumografie
PSD	Spektrální výkonová hustota
TRC	Trace file
VLF	Velmi nízké frekvence
WG1	Working Group 1

Obsah

1	Úvod	1
2	EEG	2
2.1	Elektroencefalografie	2
2.2	Elektrody	2
2.2.1	Neinvazivní	2
2.2.2	Semiinvazivní	2
2.2.3	Invazivní	2
2.3	Videoencefalografie	3
2.4	Elektroencefalograf	3
2.5	Elektroencefalogram	5
2.6	Elektroencefalografické svody	5
2.6.1	Unipolární zapojení	5
2.6.2	Bipolární zapojení	6
2.7	Frekvenční pásma	6
2.7.1	Delta pásmo	7
2.7.2	Theta pásmo	7
2.7.3	Alfa pásmo	7
2.7.4	Beta pásmo	7
2.8	EEG laboratoř	7
3	Artefakty	9
3.1	Biologické artefakty	9
3.1.1	Oční artefakty	9
3.1.2	Svalové artefakty	10
3.1.3	Artefakty ze srdeční činnosti	10
3.1.4	Artefakty z pocení	10
3.1.5	Pulsový artefakt	11
3.2	Technické artefakty	11
4	Epilepsie	12
4.1	Elektroencefalografie	12
5	Metody zpracování EEG záznamů	13
5.1	Zpracování dlouhodobých záznamů	13
5.2	Spektrální analýza biologického signálu	13
5.2.1	Parametrické metody	13
5.2.2	Ne-parametrické metody	14
5.2.3	Spektrální analýza	14
5.2.4	Spektrální výkonová hustota	15
5.2.5	Korelační analýza	16
5.2.6	Koherenční analýza	16
5.3	Zobrazení výsledků spektrální analýzy	17
5.3.1	Brainmapping	17
6	Metoda nezávislých komponent	19
6.1	Parametry metody ICA	19
6.2	Princip metody ICA	19

6.3	Použití metody nezávislých komponent na EEG záznam	20
6.3.1	Směšovací matice A	20
6.4	Matematický model.....	21
6.4.1	Obecný model	21
6.4.2	Lineární model	21
6.4.3	Konvoluční model	21
6.5	Důležité statistické pojmy	22
6.5.1	Kovariance	22
6.5.2	Entropie	22
6.5.3	Kullback Leiblerova divergence	22
6.6	Předpoklady metody nezávislých komponent	23
6.7	Nevýhody metody nezávislých komponent	23
6.8	Statistické vyhodnocení dat.....	24
7	Zpracování EEG záznamů metodou ICA	26
7.1	Načtení dat	26
7.2	Poloha kanálů	27
7.3	Nastavení 2D a 3D map komponent.....	28
7.3.1	Nastavení 2D map	28
7.3.2	Nastavení 3D map	28
7.4	Zobrazení datového záznamu.....	29
7.4.1	Původní záznam	30
7.4.2	Nezávislé komponenty	31
7.4.3	Rekonstruovaný záznam.....	32
7.5	Spektrální analýza	33
7.5.1	Porovnání záznamů	33
7.5.2	Brainmapping	36
7.5.3	Spektrální výkonová hustota záznamů	42
7.6	Analýza a detekce epileptických hrotů.....	46
8	Závěr	48
9	Literatura	49

1 Úvod

Elektroencefalografie neboli zkráceně EEG je metoda, která se využívá k záznamu elektrické aktivity mozku. Rozdíl mezi dřívější a dnešní dobou není ve využití, jelikož se elektroencefalografie pořád využívá v mnoha medicínských odvětvích, ale významným rozdílem je pokrok ve výpočetní technice, který nám umožňuje zpracování a zobrazování výsledků v širším pohledu.

V současnosti se už jen minimálně využívají papírové EEG záznamy. Na mnoha vyspělých pracovištích s velmi pokročilou technikou záznamu dat v digitální podobě je lékař schopen vyhodnocovat záznam ihned po ukončení vyšetření a následná analýza záznamů je mnohem rychlejší a kvalitnější.

Mezi jednu z těchto metod zpracování EEG záznamu se také řadí metoda nezávislých komponent neboli zkráceně ICA (Independent component analysis).

Metoda ICA spočívá v technice separace signálů. Naší snahou je osamocení signálů z daného záznamu a to na základě toho, že původní signály jsou statisticky nezávislé. Cílem je tedy vyjádření množiny náhodných proměnných ve formě lineární kombinace statisticky nezávislých komponent.

Mezi další využití této metody patří odstraňování nasuperponovaných artefaktů z naměřených záznamů. Mezi rušivé složky se řadí především biologické a technické artefakty, které se během měření mohou vyskytnout na kterémkoliv měřicím kanále. Mezi nejčastější biologické artefakty patří oční, svalové, pohybové, ze srdeční činnosti a z pocení a z technických artefaktů významně ovlivňují záznamy elektrodové a síťové rušení. V praxi se můžeme setkat s případy, kde je díky tomuto rušení nemožná jakákoliv analýza, jelikož se zde vyskytuje velká podobnost s patologickými grafoelementy. Proto je cílem nejprve rušivé prvky ze záznamu odstranit, následně provést analýzu daného EEG záznamu tak, aby v něm byla zřejmá patologická aktivita a lékaři tak umožníme vyhodnocovat již nezkreslené záznamy s naměřenou mozkovou aktivitou.

2 EEG

2.1 Elektroencefalografie

EEG neboli elektroencefalografie se řadí mezi diagnostické metody, která se využívá k zápisu elektrické aktivity mozku. Tato metoda se využívá v mnoha medicínských odvětvích, především v neurologii a psychiatrii, ale také v mnoha dalších. Pro snímání mozkové aktivity se využívají při neinvazivních metodách povrchové elektrody naopak při invazivním snímání podpovrchové jehlové elektrody.

2.2 Elektrody

Elektrodu využíváme při zapojeních jako elektrický vodič, který tvoří hlavní prostředí pro zachycení a přenos změny elektrického potenciálu a to z měřicího místa až do EEG přístroje. Přenos zaznamenaných elektrických změn je velmi důležitý a nesmí dojít ke zkreslení a ztrátám informace, proto je nutné vhodně zvolit materiál, ze kterého se elektrody konstruuji.

Pro volbu materiálu elektrod jsou vyžadovány určité zásady, především dobrá vodivost materiálu elektrody a nutná nereaktivnost s elektrolytem na skalpu pacienta. Elektrody se vyrábí především z kovu, na který se nanáší vrstva zlata, platiny nebo chloridu stříbrného. V praxi se využívají elektroencefalografické elektrody pro snímání mozkové aktivity u invazivních, semiinvazivních a neinvazivních zákroků.

2.2.1 Neinvazivní

Pro neinvazivní snímání mozkové aktivity se používá tzv. skalpové EEG, které je běžné. Kromě standardně využitých elektrod, které uspořádáváme na hlavě pacienta dle obecně užívaného systému 10/20, se využívají také referenční elektrody. Tyto elektrody se umísťují níže na čelo a pod spánky. Pomocí takto umístěných elektrod zvyšujeme pravděpodobnost sejmутí výbojů, které vznikají v temporálním a frontálním laloku. V praxi se nejběžněji používají Ag/AgCl elektrody.

2.2.2 Semiinvazivní

Semiinvazivní snímání nám umožňuje získávat informace z oblastí, které jsou nepřístupné ze skalpu. Do blízkosti mezeitemporální oblasti jsou umístěny sfenoidální elektrody. Tyto elektrody se do dané oblasti implantují vpichem a jsou zde nechány většinou pár dní.

2.2.3 Invazivní

Invazivním snímání mozkové aktivity se provádí pomocí elektrod, které jsou chirurgicky umístěny do intrakraniálního prostoru. Indikací k zavedení těchto elektrod je plánované chirurgické odstranění epileptogenní zóny. Tato oblast musí být přesně lokalizována.

Invazivní zavádění elektrod jsme schopni provést dvěma přístupy a to buď intracerebrálně a nebo subdurálně. Při intracerebrálním přístupu jsou drobné elektrody s jejich kontakty stereotakticky umístěny přímo do mozkové tkáně. Při snímání jsou tak přístupny takřka veškeré oblasti mozku včetně mozkových zářezů a hluboce uložených struktur. Naproti tomu při subdurálním přístupu jsou elektrody pokládány ve formě pruhů či mřížek na povrch mozku.



Obrázek 1: Elektrody pro neinvazivní a invazivní zákroky. [14]

2.3 Videoencefalografie

V dnešní době se řadí video-EEG měření do běžné praxe, jelikož se jedná o rozšíření standardního EEG záznamu. Řadí se mezi EEG zápis, který je rozšířen o video měření pomocí videokamery, kde jsou následně oba záznamy ukládány synchronně do počítače a dále se zpracovávají. Tohoto měření se využívá především při dlouhodobém sledování pacientů trpících fyziologickými či patologickými projevy, především epileptickými záchvaty, kdy je pacient sledován 24 hodin denně a jsou zaznamenávány všechny reakce a změny.

2.4 Elektroencefalograf

Elektroencefalograf je přístroj, který se využívá pro záznam mozkové aktivity, kterou snímáme pomocí elektrod. V praxi se nyní používají především digitální přístroje, kde hlavní součástí je analogově digitální převodník (AD).

Zkráceně AD převodník pracuje na principu převodu spojitého signálu v čase na signál digitální. Tento převod se uskutečňuje ve třech hlavních krocích. Nejprve je signál vzorkován, což je proces snímání dat okamžitých hodnot signálu v pravidelných časových úsecích. Následně je amplituda vzniklých vzorků signálu kvantována do 2^B úrovní, kde B představuje počet bitů převodníku. A jako poslední krok zpracování signálu, dochází k tzv. kódování, při kterém jsou hodnoty amplitud zakódovány např. do binárního kódu.

Při měření a následném zpracování získaných signálů, tvoří důležitou informaci volba vzorkovací frekvence, která v podstatě představuje počet měření za sekundu. Tuto frekvenci udáváme v jednotkách hertz (Hz). Zvolená hodnota vzorkovací frekvence závisí na frekvenci měřeného signálu, protože musí splňovat tzv. Nyquistův teorém. Vzorkovací frekvence musí být minimálně dvakrát vyšší, než je nejvyšší frekvence měřeného signálu.

Pokud není splněna podmínka Nyquistova teorému, což znamená, že vzorkovací frekvence je příliš nízká, vzniká tzv. aliasing, což je jev, při kterém dochází k podvzorkování záznamu a způsobuje potíže se zpětnou rekonstrukcí původního signálu ze získaných vzorků. Aby nedošlo k aliasingu, používá se v praxi tzv. antialiasingový filtr, který představuje filtr typu dolní propust. Jeho úkolem je odfiltrovat frekvence vyšší než odpovídají Nyquistovu teorému. Další možností jak předejít podvzorkování je použití výrazně větší vzorkovací frekvence, než je nutné při Nyquistovém teorému, ale tato možnost má jednu nevýhodu. Tato nevýhoda spočívá ve velikosti paměti. Při použití vyšší vzorkovací frekvence dochází k tomu, že v každém časovém okamžiku je naměřeno větší množství dat, což způsobuje zvyšování nároků na paměť počítače.

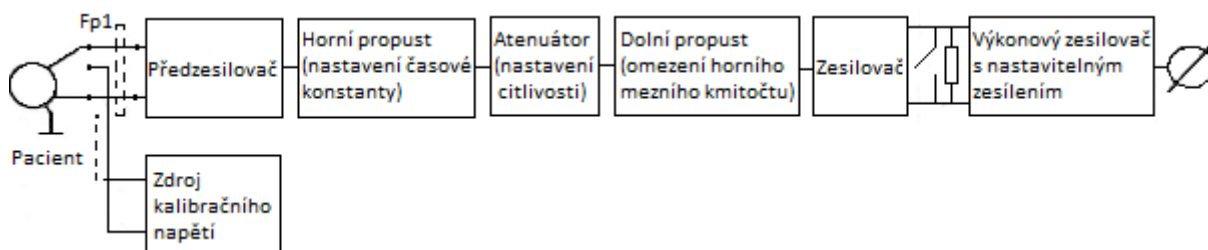
Napětí snímaného signálu se může řádově vyskytovat v širokém rozmezí, a to například od $2\mu\text{V}$, což nastává při mozkové smrti až po $2000\mu\text{V}$, při hypsarytmii. Proto při zpracování je nutné tento signál zesílit. V dnešní době se zesílení u těchto přístrojů pohybuje řádově v hodnotách 10^6 krát a také zde musí být možnost toto zesílení při různých situacích měnit. Zesilovače při měření EEG signálů plní úlohu snímání a zesilování difference elektrických potenciálů mezi dvěma elektrodami zapojenými na jejich vstup. Zesilovač obvykle pracuje tak, že násobí vstupní napětí určitou konstantou, což jsme schopni vyjádřit vztahem poměru výstupního a vstupního napětí. Tento poměr udává kolikrát je výstupní napětí zesilovače vyšší než napětí vstupní.

V praxi se konstruuje zesilovače tak, aby zesilovaly napětí v daném rozsahu. Tento rozsah se nazývá dynamický rozsah. Při snímání nižších napětí dochází k jejich ztrátě v šumu a vyšší napětí jsou zkreslené. EEG zesilovače zesilují jakékoliv signály shodným způsobem.

Mezi další významné parametry, které nastavujeme při zaznamenávání EEG aktivity mozku, patří především citlivost, což je poměr mezi vstupním napětím měřeného signálu a amplitudou signálu výstupního. Základní jednotkou je $\mu\text{V/mm}$ a standardně nastavované hodnoty jsou 5, 7 nebo $10\mu\text{V/mm}$. Dále musíme nastavovat vstupní impedanci, která by měla být velmi vysoká, řádově až stovky $\text{M}\Omega$ a to proto, že při vysokých hodnotách vstupní impedance zesilovače dochází k relativní nezávislosti přechodové impedance elektrod na napětí výstupního signálu. V praxi se nastavuje vstupní impedance přibližně na $200\text{M}\Omega$.

Při měření se často vyskytují v měřeném signálu nežádoucí rušivé signály, které jsou způsobené např. špatným spojením elektrody a povrchu hlavy, nedostatkem vodivého gelu, špatným odstíněním nebo také elektromagnetickými zařízeními v okolí. Ale v signálu se také mohou objevit artefakty způsobené pocením, svalovými pohyby, vadnou elektrodou apod. Na obrázcích v kapitole Artefakty, můžeme vidět nejčastější artefakty, které se objevují v záznamech mozkové aktivity.

Elektroencefalograf tvoří dvě hlavní části, a to EEG čepice, která obsahuje elektrody, rozmístěné dle systému 10/20 a výkonovou jednotku.



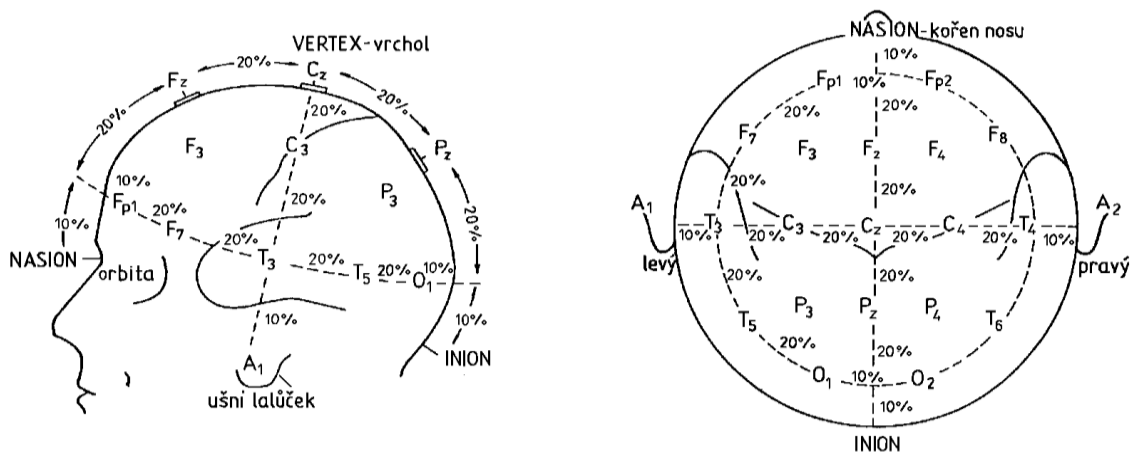
Obrázek 2: Blokové schéma 1 kanálu EEG přístroje. [15]

EEG čepice je k dispozici v různých velikostech a to podle velikosti hlavy pacienta. Mezi další výhody EEG čepice se řadí rychlé a jednoduché nasazení na hlavu pacienta, z tohoto důvodu se tak často používá při vyšetřeních v ambulancích. Po nasazení čepice na hlavu pacienta se pomocí injekční stříkačky se silnou jehlou zavede vodivostní látka do prostoru mezi kůží pacienta a elektrodami. Vodivostní gel zajišťuje dobrou vodivost. Na konci čepice se nachází konektor, který se po ukončení přípravy před měřením zapojí do zařízení, a proto není možné, aby došlo k zaměnění snímaných kanálů jednotlivých elektrod.

2.5 Elektroencefalogram

Mozková aktivita je zaznamenávána jako časová změna elektrického potenciálu. Tyto změny jsou zapisovány elektroencefalografem. Měřené signály snímáme z povrchu hlavy pomocí elektrod. Nejběžnější zapojení elektrod, které se v praxi používá, je systém 10/20, který využívá rozložení elektrod, kde vzdálenosti mezi jednotlivými elektrodami jsou rozděleny na úseky o velikosti 10% a 20%, viz Obrázek 3. Pro měření se využívá 21 elektrod, z čehož 19 elektrod se nachází na povrchu hlavy s označením, dle toho kde nachází. Fp značí část fronto-polární, F frontální, C centrální, T temporální, P parietální a O okcipitální.

Jednotlivé elektrody mají také číselné označení. Čísla stanovují, o kterou hemisféru se jedná. Sudá čísla určují pravou hemisféru a lichá levou. Zbývající 2 elektrody se používají jako referenční a přilepují se na ušní lalůčky. Jejich označení je A_1 a A_2 , kde A_1 se umísťuje na levý ušní lalůček a A_2 na pravý. Před každým měřením je nutné nanést na elektrody vodivostní gel, aby došlo ke správnému spojení mezi elektrodou a pokožkou a zvýšila se tak vodivost a měření bylo přesnější.



Obrázek 3: Rozmístění EEG elektrod. [3]

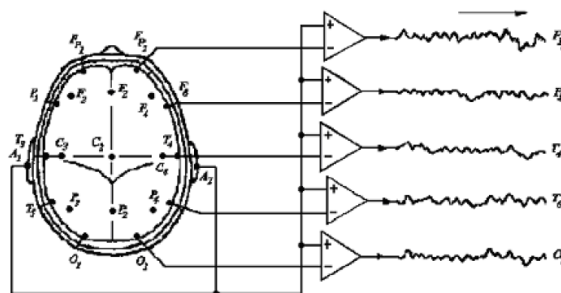
2.6 Elektroencefalografické svody

Elektroencefalografické svody jsou dvojího druhu. Buď svod tvoří dvojice snímaných elektrod, potom mluvíme o bipolárním snímání nebo svod tvoří snímací elektroda a referenční elektroda, pak se jedná o unipolární snímání. Pro každý svod, který je zapisován do diagnostického přístroje je potřeba mít jeden kanál. Každý elektroencefalograf má na vstupu diferenční zesilovač, ke kterému jsou připojeny vždy oba vstupy. Snímaný objekt musí být vždy spojen se zemí tohoto OZ. Aktivní elektrodu připojujeme na invertující vstup.

V praxi se pro snímání EEG signálu podle systému 10/20 využívá 19 měřících kanálů, plus případné kanály, kde se snímá především EKG signál.

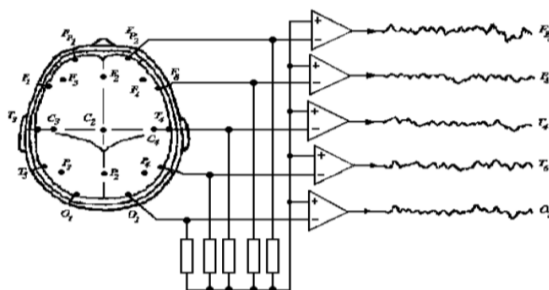
2.6.1 Unipolární zapojení

Při unipolárním snímání se využívají dvě elektrody a to snímací a referenční. Při snímání EEG signálu s využitím tohoto typu zapojení se používá v praxi více typů referenčních svorek. Např. může být využita společná referenční svorka, která je identická s referenční elektrodou a vzniká propojením elektrod A_1 a A_2 , které se nachází na ušních lalůčkách. Tato svorka se označuje CR.



Obrázek 4: Unipolární zapojení s referenční svorkou CR. [2]

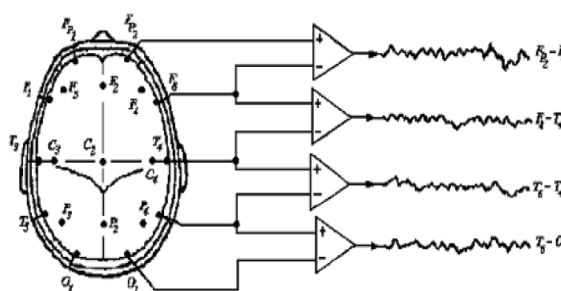
Jako další se v praxi využívá referenční svorka AVR neboli zprůměrovaný režim měření, kde napětí na této svorce je rovno průměru napětí na každé z elektrod dané skupiny. Při tomto typu zapojení se využívá svorka CR jako zem pro minimalizaci proudu, který teče přes zem do vstupů diferenčního operačního zesilovače OZ.



Obrázek 5: Unipolární zapojení s referenční svorkou AVR. [2]

2.6.2 Bipolární zapojení

Při bipolárním snímání se používají dvě sousední elektrody. Elektrody se mohou kombinovat buď shora dolů, nebo zleva doprava. V praxi se většinou využívá minimálně 16 svodů a další 2 pro EKG a časové značky.



Obrázek 6: Bipolární zapojení. [2]

2.7 Frekvenční pásma

Frekvenční rozsah signálu EEG se pohybuje v rozmezí 0,5 Hz až 70 Hz, ale v praxi se využívají frekvenční rozsahy signálu pouze v intervalu od 0,5 Hz do 30 Hz, protože v tomto rozsahu je signál nejvíce silný a rozděluje se do 4 pásem, a to alfa, beta, theta a delta. Normální EEG aktivita je rytmická a má sinusový tvar.

2.7.1 Delta pásmo

Delta rytmus se pohybuje ve frekvenčním rozmezí od 0 Hz do 4 Hz a amplitudě do 100 μ V. Tento rytmus se u dospělé populace vyskytuje pouze jako patologický projev. Vlny tohoto pásma se vyskytují především v hlubokém spánku, v transu či hypnóze, ale také v bezesném spánku nebo bezvědomí.

2.7.2 Theta pásmo

Theta rytmus se vyskytuje u dětí ve věku od jednoho do tří let. V dospělosti se jedná o patologické projevy. Frekvence těchto vln je od 4 Hz do 7 Hz a amplituda nad 50 μ V. Oblasti hlavy, ze kterých můžeme snímat tyto vlny, jsou centrální, spánková a temenní. Theta rytmus můžeme snímat i při spánku.

2.7.3 Alfa pásmo

Alfa vlny mají amplitudu do 50 μ V a frekvenci v rozsahu od 8 Hz do 13 Hz. Alfa aktivita se projevuje především při tělesném a duševním klidu a při zavřených očích. Tlumí se otevřením očí a také zvýšenou pozorností. Alfa rytmus se začíná projevovat u dětí od pátého až sedmého roku života. Při měřeních je maximální aktivita zjišťována nad zadními oblastmi mozkových hemisfér.

2.7.4 Beta pásmo

Amplituda Beta rytmu je v rozsahu od 20 μ V do 30 μ V, takže je poměrně nízká a frekvence těchto vln je od 14 Hz do 30 Hz. Beta aktivita se objevuje při měřeních současně s vlnami alfa, ale snímána je především z frontální části mozku. Tato aktivita je vystihována bdělostí mysli a soustředěním. Vyšší frekvence se objevují při různých podrážděních, náročných situacích, trémě apod.

2.8 EEG laboratoř

EEG vyšetření může být realizováno u všech pacientů, jelikož nemá žádnou kontraindikaci. Vyšetření je vykonáváno v EEG laboratoři a provádí jej EEG laborantka. Celé vyšetření trvá cca 20 až 30 minut. Pacient je během vyšetření položen na lůžku a má zavřené oči, pouze na výzvu sestry oči otevírá a zavírá. Dále se během vyšetření provádí 2 minutová foto stimulace, což je měřicí metoda, při které dochází k dráždění receptorů pomocí světelných impulsů. Poté je pacient vyzýván sestrou, aby 2 minuty usilovně dýchal nosem a následně 2 minuty ústy.

EEG vyšetření se provádí především u těch pacientů, kteří trpí poruchami vědomí nebo jsou po operacích mozku, úrazech hlavy, zánětlivých onemocněních či trpí bolestmi hlavy apod.

Dále se EEG vyšetření provádí u pacientů, kteří trpí epilepsií. Jedná se tedy o pacienty, kteří mají neurologické problémy, které mají podstatu v opakovaných, neprovokovaných epileptických záchvatech. Toto onemocnění postihuje zhruba 1% populace, většinou jsou postihnuty děti, ale výjimkou nejsou ani starší lidé. V poslední době bylo vytvořeno velké množství účinných látek, které u velkého počtu pacientů pomáhají zmírnit nebo zcela zastavit nežádoucí vlivy této nemoci na kvalitu života nemocných pacientů.

Základem celého vyšetření jsou bioelektrické potenciály, které vznikají činností mozkových buněk. Tyto potenciály jsou během vyšetření zaznamenávány a následně zpracovávány. Pacientovi je před vyšetřením na hlavu nasazena EEG čepice, která obsahuje Ag/AgCl elektrody a pro lepší kontakt s povrchem hlavy je do každé elektrody vstříknut vodivostní gel. Každá elektroda je pak propojená se vstupním zesilovačem EEG přístroje pomocí spojovacích vodičů.

Po vyšetření lékař vyhodnocuje naměřený EEG záznam a vyhledává specifické grafoelementy, které napomáhají lékařům k identifikaci oblasti mozku, ve které se nachází ložisko epilepsie, jak se šíří a zda se opravdu jedná o epilepsii. [16]



Obrázek 7: Vybavení EEG laboratoře. [17]

3 Artefakty

Při záznamu EEG aktivity se na biologický signál může nasuperponovat rušivý signál různé povahy a to v podobě buď biologických, nebo technických artefaktů. Artefakty mohou pocházet nejen z pacienta, ale také z EEG zařízení nebo ze zařízení, které se nacházejí v laboratoři. Tyto rušivé vlivy mají tedy svůj původ nejen z interních zdrojů, ale také z externích přístrojů v okolí. Mezi nejběžnější a nejdůležitější patří artefakty pohybové. Do této kategorie můžeme zařadit také např. záznamy, které jsou nejčastější a to rušivé vlivy způsobené pohyby očí a mrkáním.

Rušivé signály neboli artefakty krom toho že ruší využití EEG záznamů v klinické praxi, tak i vytváří velké problémy při následné analýze naměřených dat. V praxi se můžeme setkat také s případy, kde je díky tomuto rušení nemožná jakákoliv analýza, jelikož se zde vyskytuje velká podobnost s patologickými grafoelementy. Proto je cílem nejprve rušivé artefakty ze záznamu odstranit, následně provést analýzu daného záznamu tak, aby v něm byla zřejmá patologická aktivita a lékaři tak umožníme vyhodnocovat již nezkreslené záznamy s naměřenou mozkovou aktivitou.

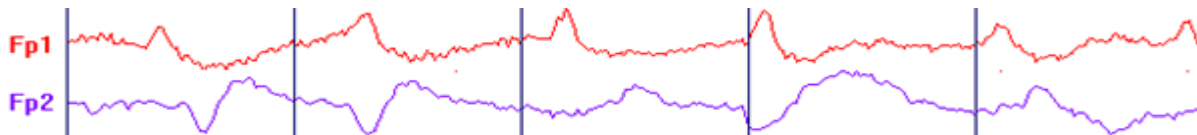
3.1 Biologické artefakty

Mezi biologické artefakty především patří artefakty, které způsobuje pacient. V záznamech se často objevují artefakty oční, svalové, pohybové, ze srdeční činnosti, z pocení apod. Vznik těchto artefaktů můžeme pozorovat při dlouhodobých videem sledovaných záznamech, kdy máme možnost sledovat pacienta nepřetržitě při měření, takže jsme schopni analyzovat, kdy a proč který artefakt nastal a také to jestli nevyvolal nějakou jinou aktivitu. Některé artefakty nám mohou poskytovat informace o významných klinických skutečnostech jako je např. existence nystagmu, srdeční arytmie, epilepsie a podobné patologické změny.

Při měřeních můžou být i v určité době velmi významné v epileptologii. Jelikož stále se vyskytující artefakty mohou informovat o tom, že daný defekt nenastává úplně bez subjektivních příznaků. Takže přítomnost některých artefaktů může signalizovat počátek významného stavu.

3.1.1 Oční artefakty

Na vzniku se podílí především korneoretinální potenciál. V EEG záznamech jsou velice časté, jelikož pacient při delším záznamu nevydrží dlouho nemrkat nebo nepohybovat očima. Mrkání, zavírání a otevírání očí se projevuje na elektrodách Fp1 a Fp2. Na záznamu se mrkání nebo zavírání očí projeví s relativně pozitivní polaritou, což se na EEG křivce projeví vychýlením dolů, naopak otevření očí má polaritu relativně negativní, což způsobí výchylku křivky směrem nahoru. Pohyb očí doleva se projeví relativní pozitivitou na elektrodě F7 a relativní negativitou na elektrodě F8, takže při identických podmínkách pohledu do stran se křivka vychýlí dolů.

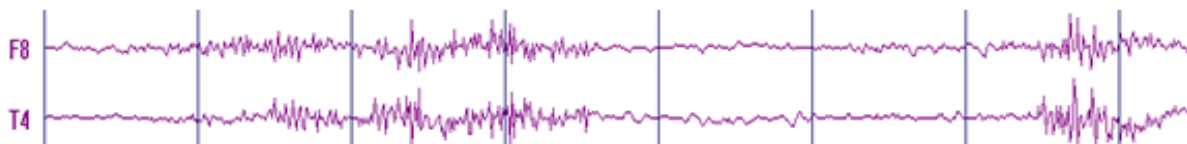


Obrázek 8: Oční artefakty.

Z obrázku je patrné, že při zavřených očích se projevuje základní aktivita z pásma alfa a to při frekvencích kolem 9 Hz a amplitudě do $50\mu\text{V}$. Tato aktivita je relativně rytmická s určitou amplitudovou modulací. Naopak při otevření očí dochází k potlačení alfa aktivity a zobrazují se pomalé vlny nad frontálními oblastmi a to v synchronizaci s pohyby očních bulbů. [15]

3.1.2 Svalové artefakty

Svalové artefakty se v záznamu projevují jako vlny, které mají krátké trvání a ostrý tvar. Mohou se vyskytovat buďto jednotlivě nebo opakovaně, což může způsobit zakrytí EEG křivky. Jejich význam může být normální nebo patologický.



Obrázek 9: Svalový artefakt.

Z obrázku je patrné, že se svalová činnost v daných úsecích zobrazuje jako úzké, ostré a různě vysoké děje, které dosahují v bipolárním zapojení amplitud až $200\mu\text{V}$ a zobrazují se především ve frontálních a temporálních oblastech.

3.1.3 Artefakty ze srdeční činnosti

V záznamech se mohou objevit také artefakty ze srdeční činnosti. Jejich opakování je dáno srdeční frekvencí. Při menších artefaktech je zachycována pouze vlna R, což může způsobit záměnu za epileptiformní vzorec. Vysoké artefakty jsou srovnatelné s EKG křivkou, kde pozitivní komponenta se nachází vlevo a negativní vpravo. Tyto artefakty mohou být způsobené také díky špatnému kontaktu elektrody s pacientem. Zachycení může být pouze v jednom nebo také ve více svodech, především se jedná o svody z uší nebo u obézních pacientů s krátkým krkem z elektrod O1 a O2. [15]



Obrázek 10: Artefakt ze srdeční činnosti.

Z obrázku je zřejmé, že na mozkovou aktivitu je nesuperponovaný artefakt ze srdeční činnosti, který se projevuje nápadnými, pravidelně se opakujícími grafoelementy, které mají vzhled ostrých transientů, které se vyskytují synchronně s R kmitem v EKG kanálu. Ve svodech z levé části hemisféry artefaktové složky začínají první vlnou dolů, naopak u pravé hemisféry je to nahoru.

3.1.4 Artefakty z pocení

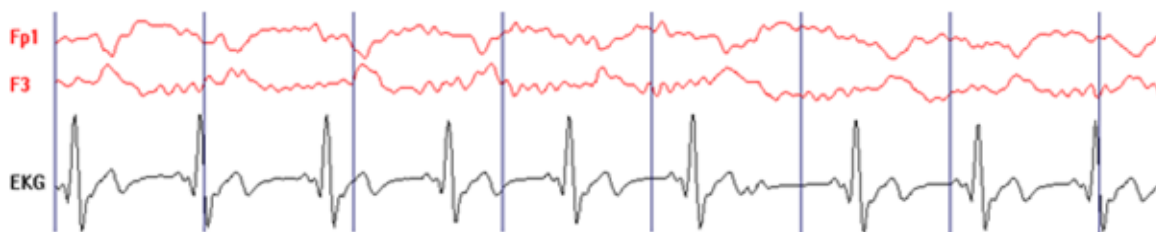
Artefakty je možno pozorovat také při pocení pacienta. Jedná se zejména o velmi pomalé vlny, které se snímají většinou z frontální a temporální oblasti. Základní linie jednotlivých kanálů je zvlněna extrémně pomalými vlnami o frekvenci pod 0,5 Hz. Nejvyšší amplitudy se vyskytují na elektrodách v předních oblastech lebky. Mozková aktivita se na artefaktové složky superponuje, ale je velmi těžké ji analyzovat. Tento artefakt lze odstranit pomocí zvýšení frekvence filtru typu dolní propust a snížením časové konstanty. Při nastavení frekvence filtru místo na hodnotu 0,5 Hz, ale např. na hodnotu 5 Hz a snížením časové konstanty z 0,3 sekund na 0,1 sekund dochází k úplnému odstranění artefaktových složek tohoto typu a mozkovou aktivitu jsme tak schopni dobře analyzovat.



Obrázek 11: Artefakty z pocení.

3.1.5 Pulsový artefakt

Pulsový artefakt se superponuje na mozkovou aktivitu, která se snímá z frontálních elektrod. Aktivita má tvar pravidelných vln z pásma theta, které se v určitých intervalech opakují. Ze záznamu je patrné, že v porovnání s EKG křivkou, vlny artefaktové složky mají stejnou frekvenci i periodicitu, ale hlavní vrcholy jsou opožděny za vrcholem R vlny a to přibližně o 200 až 250 milisekund.



Obrázek 12: Pulsový artefakt.

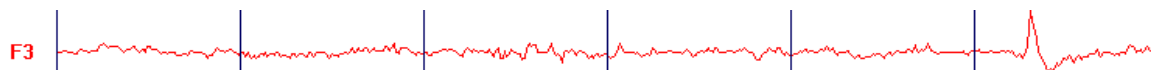
3.2 Technické artefakty

Mezi technické artefakty se řadí artefakty, které vznikají buďto nějakým poškozením či špatným nalepením elektrody, chybnou funkcí EEG přístroje nebo rušivými vlivy z okolních přístrojů jako například síťový šum nebo rušivá elektromagnetická pole. Tyto artefakty patří mezi škodlivé, a proto je nutné je odstranit ze signálu. Ve výsledném záznamu může dojít k záměně za jakoukoliv abnormalitu či patologický grafoelement.



Obrázek 13: Síťový šum.

Na obrázku je znázorněn síťový artefakt, kde je zřejmá strojová pravidelnost. Frekvence je rovna hodnotě 50 Hz.



Obrázek 14: Elektroodový artefakt z F3.

Tento elektroodový artefakt se vyznačuje ostrou vlnou, která připomíná epileptiformní hrot. Liší se charakterem náběžné hrany, z obrázku můžeme vidět, že náběžná hrana tohoto artefaktu je skoro kolmá a dále i přes velmi vysokou aktivitu, která se pohybuje v okolí 100µV, nedochází k průniku do okolních svodů, což naznačuje, že se nejedná o mozkovou aktivitu, ale o artefaktovou složku.



Obrázek 15: Elektroodový artefakt z F8.

Z obrázku je patrný artefakt na elektrodě F8, který je charakteristický periodicitou svého výskytu a kolmou náběžnou hranou a i přes vysokou amplitudu, nezasahuje do okolních kanálů, což nám určuje, že se nejedná o mozkovou aktivitu, ale o artefakt.

4 Epilepsie

Epilepsie je závažným chronickým onemocněním mozku a výskyt jakéhokoliv epileptického záchvatu je alarmujícím stavem v životě každého člověka. Nejedná se o vzácné onemocnění, proto epilepsie patří kromě individuálního také k celospolečenským problémům.

Dětská epileptologie má na rozdíl od dospělé epileptologie mnoho specifík. Stádium vývoje nervového systému dítěte ovlivňuje původ určitých typů epileptických záchvatů, EEG epileptiformních vzorců a také je podstatným příznakem pro odhad onemocnění. Obecně se dá říci, že čím nižší je věk počátku epilepsie, tím horší mohou být následky.

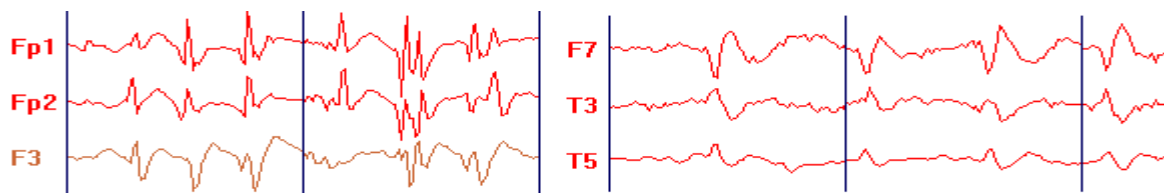
Epilepsii můžeme považovat za poruchu souhrnných systémů centrální nervové soustavy. Epileptický záchvat je zejména poruchou činnosti mozku. Na rozdíl od většiny odlišných onemocnění neznamena epilepsie porušení fyziologických mechanismů, ale ve svém vlastním vývoji jejich nahrazení mechanismy patologickými. Epileptické záchvaty většinou vedou k poruše mozkových struktur. V okamžiku, kdy dojde k synchronizaci velkého počtu patologicky aktivních neuronů, vzniká klinický záchvat. Genetické příznaky mají smysl nejen u familiárních, ale také u ojedinělých epilepsií. Záchvat se projevuje jako mozková dysfunkce. Klinický obraz záchvatů může být velice rozdílný.

Jako další projevy se vyskytují vegetativní projevy např. bušení srdce, někdy s poruchou rytmu, zblednutí nebo zčervenání, slinění a podobně. Dále zde řadíme psychické symptomy, jako je pocit vnuceného myšlení, snové stavy či iluze již viděného a prožitého a jako poslední se vyskytují při epilepsii nespecifikované symptomy, které se projevují někdy jen změnou výrazu, strnutím, civěním, apod. Podle toho, která oblast mozku je postihnutá patologickou aktivitou, je určená charakteristika epileptického záchvatu. Záchvat může postihovat pomocí rozsáhlých neurálních sítí prakticky celý mozek, nebo může být z počátku omezený pouze na některou část mozku. [4]

4.1 Elektroencefalografie

EEG se řadí do skupiny vedle přesně odebrané anamnézy a klinického vyšetření k nejdůležitějším diagnostickým metodám. V záznamu jsme schopni najít zvláštnosti základní aktivity, pomalé vlny a patologickou aktivitu v ložiscích. Pro potvrzení epilepsie je nejlepší nález specifické aktivity a to v podobě hrotu, komplexů hrot/ hrot – pomalá vlna. Na druhou stranu také nespecifická abnormalita jako např. pomalá vlna má obrovský význam, neboť je ukazatelem poškozené funkce mozku, která vede nebo způsobuje epilepsii.

Pro přesnou diagnostiku, která se využívá při chirurgickém řešení, je potřebné snímat EEG v průběhu klinického záchvatu. Vznik záchvatu může určovat transformace základní aktivity, oploštění záznamu či nízko napěťová hrotová aktivita. Záchvatovitá aktivita, ostré prvky či pomalé vlny se mohou zrytmizovat a postupně se sladovat, zvyšovat a šířit dále. Během záchvatu pozorujeme šíření výbojů do vedlejších oblastí a závislost s klinickými projevy.



Obrázek 16: Vlevo záznam epileptické aktivity, vpravo příklad ostrých hrotů typických pro epilepsii.

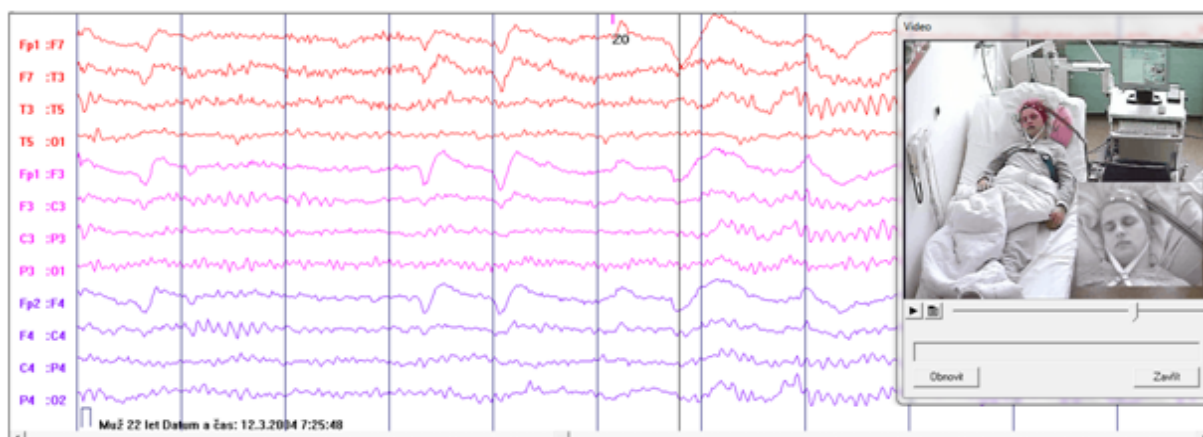
5 Metody zpracování EEG záznamů

5.1 Zpracování dlouhodobých záznamů

Současná moderní laboratoř provádí dlouhodobé záznamy EEG. V některých laboratořích se toto měření uskutečňují také v provedení s videozáznamem. Díky videozáznamu může lékař pozorovat chování pacienta a současně i jednotlivé detaily např. reakce obličeje, změny v chování atd. Tento systém je vybaven také kamerou pro záznam ve tmě, pro nepřetržité monitorování a stálý obraz.

Mezi výhody tohoto měření patří především zachycování abnormalit vůči délce měření, dále tato metoda umožňuje zvýšit pravděpodobnost zachycení epileptického záchvatu při diagnostice záchvatových onemocnění a vylepšit možnosti zhodnocení situace při výskytu výjimečných změn a podat vysvětlení při pochybnostech vzniku artefaktů.

Dlouhodobé video záznamy EEG se využívají především v prechirurgické diagnostice u farmakorezistentních epilepsií a diferenciální diagnostice epileptických a ne epileptických záchvatů. V různých případech nemusí dojít k žádné abnormalitě, i když dojde k epileptickému záchvatu. V tomto případě je kladen velký důraz na videozáznam, který pomáhá určit symptomatogenní oblast, což je oblast, ve které je lokalizované ložisko záchvatu. Detailní popis a vyhodnocení EEG záznamu umožňuje vhodně zvolit způsob léčení a ulehčuje stanovení dlouhodobé prognózy. [5]



Obrázek 17: Dlouhodobé záznamy video EEG.

5.2 Spektrální analýza biologického signálu

Spektrální analýza je jedna z nejdůležitějších metod, která se využívá ke zpracování biologických záznamů. V medicíně jsou biologické záznamy považovány za časové řady a lékař zpracovává jejich frekvenční složky.

5.2.1 Parametrické metody

Parametrické metody se liší od ne-parametrických tím, že požadují určení měřících parametrů, které splňují podmínky předem daného matematického modelu pro zpracování změřeného signálu. Základem této metody je analýza signálu, která vychází z odhadu parametrů ze získaných dat. Mezi nejpoužívanější modely dat patří autoregresní model (AR), autoregresní model klouzavých průměrů (ARMA) a model klouzavých průměrů (MA). V této práci tyto metody nejsou používány, a proto dále nebudou rozebírány. [1]

5.2.2 Ne-parametrické metody

Tyto metody se řadí do skupiny, které můžeme aplikovat na libovolný signál. Signály jsou zpracovávány přímo. Metody patřící do této skupiny obsahují filtrování signálů, korelační a spektrální analýzu zkoumaných signálů.

5.2.2.1 Fourierova transformace

Mezi ne-parametrické metody patří především rychlá Fourierova transformace FFT (Fast Fourier Transform). Tato metoda patří mezi hlavní algoritmy digitálního zpracování signálu. Vyjadřuje časově závislý signál prostřednictvím harmonických signálů. Signál se může nacházet jak v analogové, tak i v digitální formě.

5.2.2.2 Diskrétní Fourierova transformace

Při použití DFT je požadována informovanost matematického znázornění signálu či jeho spektra. Diskrétní Fourierova transformace se využívá při určování spektra z naměřených vzorků signálu nebo naopak při stanovení signálu ze vzorků spektra. Diskrétní Fourierova transformace může být buďto přímá nebo inverzní. Přímá DFT spočívá ve vzorkování v n bodech, kde $\omega_k = \frac{2\pi k}{N}$ a je definována jako:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j\frac{2\pi kn}{N}}, \text{ kde } k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (1)$$

Rovnice přesně určuje předpis, který vezme pole N komplexních čísel (eventuálně pole N reálných čísel a N imaginárních čísel) a vrací pole N komplexních čísel.

Inverzní DFT je pak definovaná jako:

$$x_n = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k) e^{j\frac{2\pi kn}{N}}, \text{ kde } k = 0, 1, \dots, N-1 \quad (2) [1]$$

5.2.3 Spektrální analýza

Jako výkonný analytický nástroj můžeme v praxi využít spektrální analýzu, protože nám umožňuje zjistit spektrum signálu nebo spektrální výkonovou hustotu daného měřeného signálu. Tato metoda pracuje na základě matematických ortogonálních přeměn, kdy časovému průběhu naměřených záznamů přiřazujeme jeho spektrum nebo obráceně ze spektra vytváříme signál. Mezi nejpoužívanější postupy se řadí Fourierova transformace.

Předpokladem Fourierovy analýzy je periodicitu signálu, která se vyjadřuje sumou primárních funkcí kosinus a sinus, které mají danou amplitudu a frekvenci. Pokud zjištěné amplitudy a frekvence převedeme do grafu, vytvoříme tzv. periodogram neboli frekvenční spektrum signálu, kde jednotlivé amplitudy na daných frekvencích charakterizují spektrální čáry daného signálu.

Jak je již dříve zmíněno, Fourierova transformace se dá použít pouze pro periodické signály, proto vzniká problém při analýze neperiodických signálů. V tomto případě musíme signál periodizovat a to tak, že jej periodicky rozšíříme. Provedeme tzv. interpolaci periodického signálu za interval pozorování T . Určení úseku T , jsme schopni si představit v podstatě tak, že vynásobíme původní signál $x(n)$ určitým oknem $w(n)$, podle vztahu:

$$x(n) = x(n) \cdot w(n), \text{ kde } n = 0, 1, \dots, N-1 \quad (3)$$

Okno $w(n)$ volíme dle charakteru signálu. Můžeme použít:

Obdélníkové okno:

$$w(n) = \begin{cases} 1 & 0 \leq n \leq N-1 \\ 0 & \text{pro ostatní } n \end{cases} \quad (4)$$

Hanningovo okno:

$$w(n) = \frac{1}{2} \left(1 - \cos \frac{2\pi n}{N} \right), \quad 0 \leq n \leq N-1 \quad (5)$$

Blackmanovo okno:

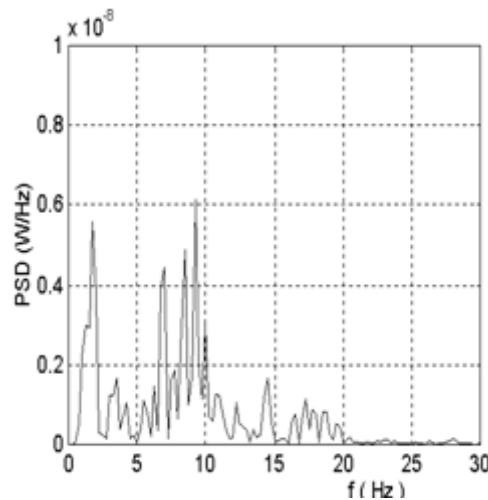
$$w(n) = 0,42 + 0,5 \cos \left(\frac{2\pi n}{N} \right) + 0,08 \cos \left(\frac{4\pi n}{N} \right), \quad 0 \leq n \leq N-1 \quad (6) [1]$$

5.2.4 Spektrální výkonová hustota

Spektrální výkonová hustota charakterizuje rozložení hustoty výkonu signálu vzhledem k frekvenci. Určuje grafické rozložení amplitud velmi nízkých frekvencí VLF (Very Low Frequency), nízkých frekvencí LF (Low Frequency) a vysokých frekvencí HF (High Frequency). Znázorňuje procentuální část jednotlivých složek na celkovém výkonu signálu. Z grafu vyplývá, že pro každou frekvenční složku je určen amplitudový podíl v závislosti na celkové proměnlivosti signálu.

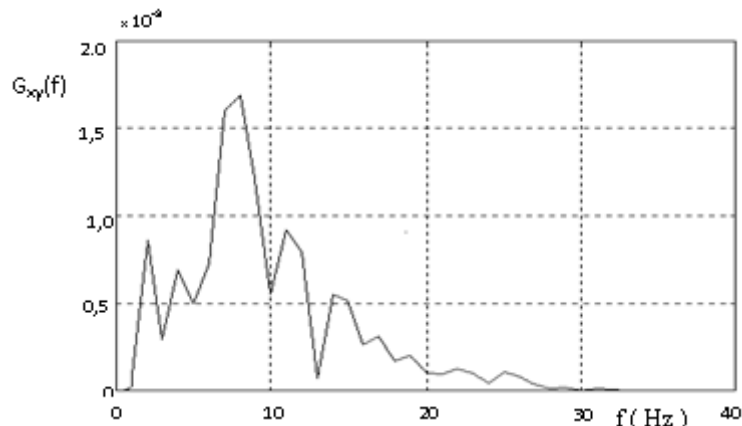
Výpočet spektrální výkonové hustoty:

$$PSD(k) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot e^{-j2\pi fn} \right|^2 \quad (7)$$



Obrázek 18: Spektrální výkonová hustota. [1]

Pokud budeme analyzovat 2 kanály ze záznamu, můžeme určit tzv. vzájemnou spektrální výkonovou hustotu. Využijeme k tomu křížového spektra, které získáme vynásobením spekter jednotlivých kanálů. Z grafu jsme pak schopni určit podobnost dvou signálů, jelikož pomocí křížového spektra zjišťujeme frekvenční čáry společné oběma signálům.



Obrázek 19: Vzájemná spektrální výkonová hustota. [1]

5.2.5 Korelační analýza

Pomocí metody korelační analýzy získáváme informace o vztazích mezi dvěma různými kanály ze záznamu EEG, které byly naměřeny ve stejném časovém okamžiku. Pokud zkoumáme záznam dvou různých kanálů ve stejném časovém intervalu, tak můžeme určit vzájemnou spektrální výkonovou hustotu neboli vzájemné křížové spektrum těchto signálů. Naopak pokud zkoumáme vztahy pouze u jednoho kanálu, získáváme tzv. autospektrum neboli spektrum jen z jednoho kanálu.

5.2.6 Koherenční analýza

Koherenční analýza slouží k určení míry přesnosti odhadu jednotlivých charakteristik. Koherenční funkce $COH_{xy}(f)$ se řadí mezi reálné funkce s reálnou proměnnou. Na základě určení koherence dochází k měření míry korelace neboli závislosti mezi dvěma signály na určité frekvenci. Hodnoty této funkce se nachází v uzavřeném intervalu $\langle 0, 1 \rangle$, kde pokud je $COH_{xy}(f) = 0$, pak jsou oba signály $x(t)$ i $y(t)$ na zvoleném kmitočtu nekorelované. Naopak pokud je $COH_{xy}(f) = 1$, poté jsou oba signály $x(t)$ i $y(t)$ na zvoleném kmitočtu ideálně korelované. V ideálním případě je koherence nezávislá na amplitudách analyzovaných signálů. Definice koherenční funkce se udává prostřednictvím vzájemné a vlastní spektrální hustoty:

$$COH_{xy}(f) = \frac{|G_{xy}(f)|^2}{G_x(f) \cdot G_y(f)} \quad (8) [1]$$

5.3 Zobrazení výsledků spektrální analýzy

Určitou předností zobrazení výsledných dat v počítači je schopnost účinné manipulace s výsledným signálem. Patří zde převážně jeho úprava, zpracování a následné zobrazení. Zobrazení výsledků spektrální analýzy jsme schopni provést mnoha způsoby ve formě grafů.

Mezi dřívější zobrazovací možnosti patřilo generování spektrálních výkonových hustot v základních pásmech delta, theta, alfa a beta a to podle rozsahu jejich frekvencí. Tato metoda je nevýhodná, jelikož pomocí ní nejsme schopni určit dynamické chování zaznamenaného signálu v čase.

Naproti tomu dynamiku signálu jsme schopni pozorovat při zobrazení pomocí metody zhuštěných spektrálních kulis neboli CSA. Nevýhodou této metody je, že ztrácíme pojem o původním signálu. Mezi další metody zobrazení výsledků spektrální analýzy se řadí metoda topografického mapování mozkové činnosti. Jedná se o tzv. Brainmapping.

5.3.1 Brainmapping

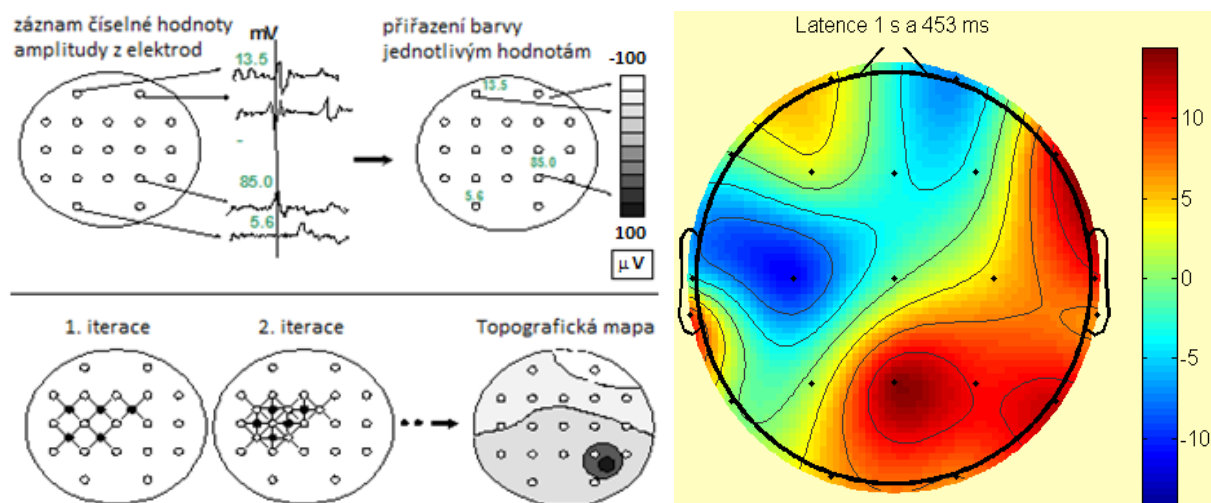
Topografické mapování mozkové činnosti nám umožňuje stanovit prostorové vyjádření mozkové funkce. Brainmapping je vlastně mapa okamžité distribuce amplitud daných potenciálů.

Základem Brainmappingu je zakódování číselných hodnot signálu do barevné škály a následnou opakovanou iterací získáváme síť bodů. To znamená, že určujeme body i v oblastech, kde hodnoty signálu nebyly naměřeny. Rozložení elektrod na hlavě pacienta je podle systému 10/20.

5.3.1.1 Amplitudový Brainmapping

Princip BM spočívá v několika následujících bodech:

- a) V multikanálovém záznamu stanovíme daný časový okamžik, např. pomocí kursoru.
- b) Zjištěným číselným hodnotám amplitudy jednotlivých kanálů záznamu určíme barvu ze zvolené číselné škály.
- c) Následuje několik iteračních kroků, pomocí kterých postupně interpolujeme novou hodnotu například jako průměr ze čtyř sousedních elektrod. Získáváme další hodnoty, které nebyly naměřeny. Interpolaci opět opakujeme včetně zahrnutí nově vypočítaných hodnot a tím zobrazení zjemňujeme, až pokryjeme barevně celou plochu.
- d) Z výsledné barevné mapy je patrné barevné zakódování informace o hodnotách amplitudy daného časového okamžiku EEG záznamu. [2]

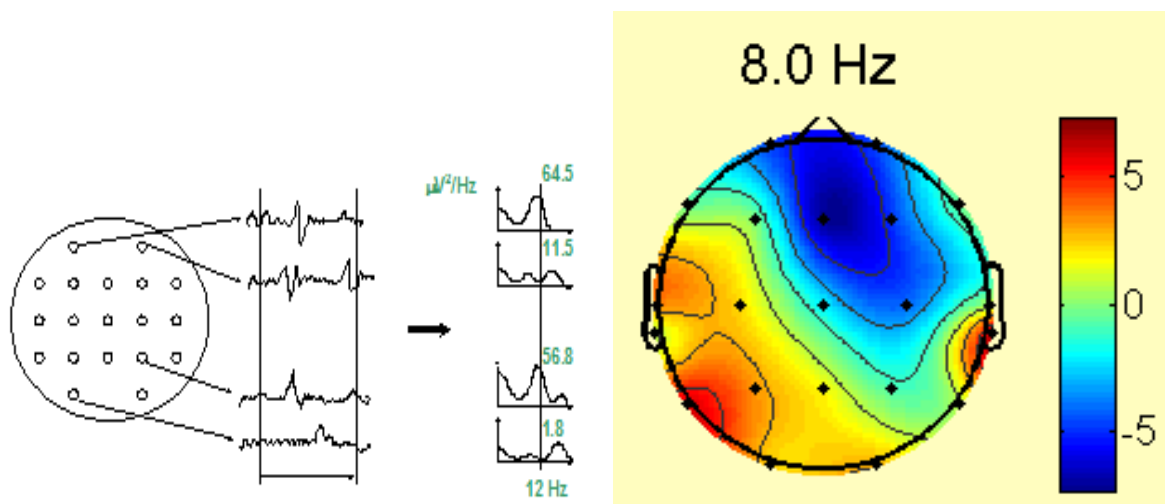


Obrázek 20: (vlevo) Princip amplitudového BM a (vpravo) mapa amplitudového BM.

5.3.1.2 Frekvenční Brainmapping

Princip frekvenčního Brainmappingu je podobný jako u amplitudového mapování mozkové činnosti. Rozdíl je pouze v tom, že hodnoty, které získáváme ze záznamu, nevybíráme z určitého časového okamžiku, ale z časového intervalu, který musí být pro všechny kanály záznamu totožný.

Postup spočívá v tom, že v určitém časovém intervalu získáme pro každý kanál výkonové spektrum a zaznamenáním jednotlivých amplitud pro danou frekvenci zjistíme ve všech kanálech hodnoty, které následně dle postupu jako u amplitudového BM zobrazíme v barevném rozsahu. Následnou postupnou iterací dostáváme barevnou síť bodů.



Obrázek 21: (vlevo) Postup frekvenčního BM, (vpravo) frekvenční BM pro frekvenci $f = 8\text{ Hz}$.

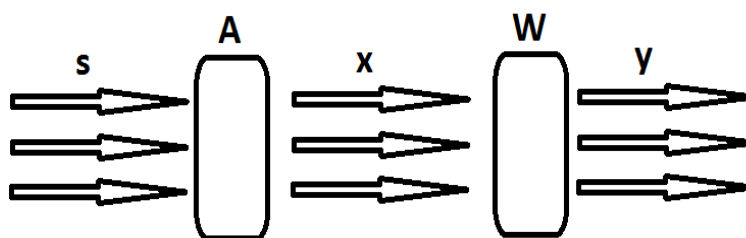
6 Metoda nezávislých komponent

Metoda nezávislých komponent spočívá v technice separace signálů, pomocí které se snažíme o osamocení nezávislých signálů, které jsou v daném záznamu smíchány. Cílem této metody je vyjádření množiny náhodných proměnných ve formě lineární kombinace statisticky nezávislých komponent. Jedná se tedy o statistickou metodu, kterou využíváme pro přeměnu sledovaného vícerozměrného náhodného vektoru do komponent, které jsou vzájemně statisticky nezávislé.

Naměřená data jsou pouze lineárně smíšené signály těchto komponent. Komponenty jsme schopni charakterizovat jako množinu nezávislých generátorů signálů např. hlasy lidí.

6.1 Parametry metody ICA

Nejprve je nutná definice všech parametrů pro přehlednou orientaci. Originální signály značíme s , a můžeme si je představit jako signály, které jsou při měření míchány a naším cílem je jejich získání v originálním stavu. Tyto signály vstupují do tzv. směšovací matice A . Matici A musíme určit. Směs signálů původních tvoří tzv. signály naměřené nebo také získané a jedná se o signály, které zpracováváme a analyzujeme. V dalším textu je budeme označovat písmenem x . Dále následuje definice matice W , jedná se o matici, pro kterou platí vztah $W^T = A$. Výslednou separaci zdrojů označujeme písmenem y a jsme schopni ji zapsat ve tvaru $y = W \cdot x$.



Obrázek 22: Princip metody ICA.

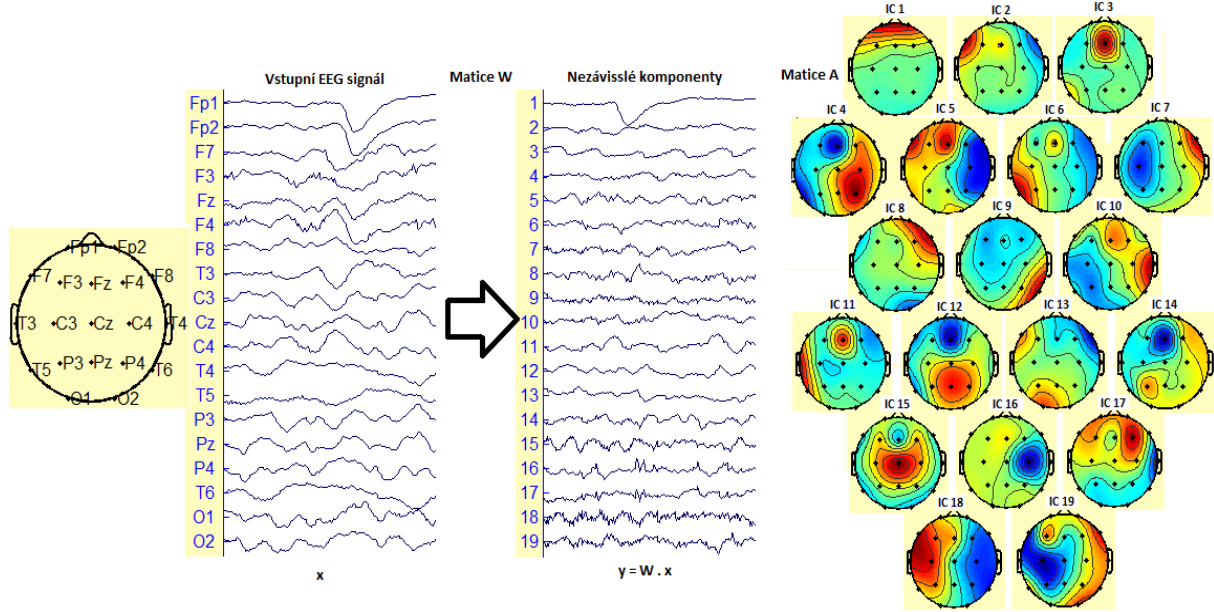
Kromě toho musí být splněno jedno pravidlo, které se týká počtu vstupních signálů a počtu komponent. Máme m vstupních signálů a n komponent a musí platit, že počet komponent n musí být menší nebo roven počtu náhodných vstupních signálů m . Což znamená, že pokud budeme analyzovat 19 kanálové EEG, tak počet komponent bude menší nebo roven číslu 19.

6.2 Princip metody ICA

Praktickým úkolem je vytáhnout podstatné údaje mozkové aktivity ze získaných signálů, které můžeme dále zpracovávat a vyhodnocovat. Významným problémem je to, že naměřené signály mohou být zkresleny různými artefakty a to buď biologickými, které převážně způsobuje pacient a jedná se především o artefakty oční, svalové, pohybové, ze srdeční činnosti, z pocení apod. nebo technickými, které jsou v záznamech velmi škodlivé a je nutné jejich rychle odstranění. Mezi technické artefakty patří především poškození či špatné nalepení elektrody, chybná funkce EEG přístroje nebo rušivé vlivy z okolních přístrojů.

Princip metody ICA je založen na rozkladu naměřených dat na nezávislé komponenty, které jsou mezi sebou vzájemně statisticky nezávislé. Využitím této metody jsme schopni rozlišit skutečnou mozkovou aktivitu od zdrojů způsobujících rušivé artefakty. Takže při odstranění nezávislých komponent způsobujících nežádoucí vlivy ze signálu získáme původní signál EEG bez těchto rušivých artefaktových složek.

6.3 Použití metody nezávislých komponent na EEG záznam



Obrázek 23: Znázornění využití metody ICA na EEG záznam.

6.3.1 Směšovací matice A

Na předcházejícím obrázku je vyobrazeno použití metody nezávislých komponent na naměřený EEG záznam. Před úpravou bylo zvoleno, že počet nezávislých komponent bude stejný jako počet měřicích elektrod, to znamená, že $m = n$. Pomocí této metody pak došlo k rozložení naměřeného záznamu, který je složen z 19 elektrod na 19 nezávislých komponent. Takže matici W tvoří 19x19 prvků. Matici A tvoří taktéž 19x19 prvků, jelikož $W^{-1} = A$. Všechny sloupce matice A znázorňují veškeré nezávislé komponenty, které také udávají intenzitu projekce jednotlivých komponent do elektrod. Naopak řádky matice A představují měřicí kanály. Velikost každého z prvků v této matici udává danou barevnou mapu aktivity mozku, která je vidět na obrázku 23 (vpravo) a dále jejich velikost také záleží na míře vlivu elektrody na danou komponentu.

$$W^{-1} = A = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & \dots & a_{119} \\ a_{21} & a_{22} & \dots & a_{219} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{191} & a_{192} & \dots & a_{1919} \end{pmatrix} \quad (9)$$

6.4 Matematický model

6.4.1 Obecný model

Z obecného hlediska se můžeme dívat na tento systém jako na funkci, pro kterou platí vztah mezi originálními daty s a naměřenými daty x a to v závislosti na čase. Tento vztah jsme schopni vyjádřit ve formě:

$$x(t) = f(s(t), t) \quad (10)$$

Jedním z problémů metody nezávislých komponent je nejednoznačnost, což představuje i tento model, takže pro lepší definování matematického modelu této metody se musíme věnovat konkrétním modelům.

6.4.2 Lineární model

Mezi nejjednodušší konkrétní modely se řadí lineární model. V souladu s tímto modelem můžeme formulovat a zapsat vztah pro naměřená data ve tvaru, kde funkcí f představuje mixovací matice A . Tuto formulaci jsme schopni zapsat různými způsoby. Pokud jsou jednotlivé členy matice A v závislosti na čase, znázorňujeme tím nestacionární lineární model. Systém tedy můžeme vyjádřit buďto v podobě:

$$x(t) = A \cdot s(t) \quad (11)$$

nebo ve tvaru pro nestacionární lineární model v závislosti na čase:

$$x(t) = A(t) \cdot s(t). \quad (12)$$

Podle některých postupů lze použít k oddělení signálů časovou závislost, ale v tomto případě toho využívat nebudeme a originální data $s(t)$ budeme brát jako nezávislé provedení jedné vícerozměrné stacionární proměnné. V praxi se více využívá provedení s náhodným neboli stacionárním procesem, ale i takhle specifický model nám dovoluje jednotlivé signály oddělovat.

6.4.3 Konvoluční model

Model je vhodný v okamžicích, pokud jsou původní signály snímány s nějakým daným zpožděním a s nulovým odrazem. Tento model je všeobecnější než model lineární, ale využívá se také v mnoha případech. Zapisujeme jej ve formě:

$$x(t) = h(t) * s(t) \quad (13)$$

Maticově tento tvar můžeme znázornit takto:

$$h(t) = \begin{pmatrix} h_{11}(t) & h_{12}(t) & \cdots & h_{1n}(t) \\ h_{21}(t) & h_{22}(t) & \cdots & h_{2n}(t) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ h_{n1}(t) & h_{n2}(t) & \cdots & h_{nn}(t) \end{pmatrix} \quad (14)$$

Konvoluce patří mezi matematické operace. Principem je kombinace dvou signálů a to tak, že vznikne signál třetí. Tento postup se řadí mezi velmi důležité technologie a to proto, že znázorňuje závislost vstupního a výstupního signálu a impulsní charakteristiky. Princip je jednoduchý. Vstupní signál je rozložen na soubor impulsů. Na výstupu se následně každý impuls zaznamená jako impulsní charakteristika a výstupní signál tak vzniká uspořádáním všech výstupních impulsů.

6.5 Důležité statistické pojmy

Představme si m lineárně nezávislých náhodných proměnných x_1, \dots, x_n . Mějme za to, že tyto náhodné proměnné budou mít absolutně spojité distribuční funkce, takže budou existovat jejich hustoty pravděpodobností a sdružené hustoty pravděpodobností.

6.5.1 Kovariance

Kovariance náhodných proměnných x_i a x_j :

$$\text{Cov}(x_i, x_j) = E((x_i - Ex_i) \cdot (x_j - Ex_j)) = Ex_i x_j - Ex_i Ex_j \quad (15)$$

Náhodné proměnné x_1, \dots, x_n jsou statisticky nezávislé, když platí:

$$\prod_{i=1}^n f_{x_i}(x_i) = f_{x_1, \dots, x_n}(x_1, \dots, x_n), \text{ kde} \quad (16)$$

funkce f_{x_1, \dots, x_n} je sdružená pravděpodobnostní hustota proměnných x_1, \dots, x_n .

Jsou-li x_i a x_j statisticky nezávislé pak platí, že kovariance je nulová, tedy:

$$\text{Cov}(x_i, x_j) = Ex_i x_j - Ex_i Ex_j = 0 \quad (17)$$

Z tohoto vztahu vyplývá, že nezbytným předpokladem nezávislosti je nekorelovanost.

Pokud budeme chtít prostřednictvím určitých příznaků porovnat, jakým způsobem, jak hodně či málo, jsou proměnné x_1, \dots, x_n statisticky nezávislé, je nutné definovat pár podstatných parametrů.

6.5.2 Entropie

Entropie nám určuje jaká je míra neurčitosti daného náhodného procesu. Pokud zvolíme, že budou x_1, \dots, x_n nějaké neurčité proměnné, poté bude jejich entropie rovna:

$$H(x_1, \dots, x_n) = - \int f_{x_1, \dots, x_n} \ln f_{x_1, \dots, x_n} \quad (18)$$

Velmi podstatným parametrem pro metodu nezávislých komponent je vzájemná informace náhodných proměnných, jelikož vzájemná informace nám udává rozsah statistické závislosti těchto proměnných. Proto tento parametr řadíme mezi nejvýznamnější při analýze této otázky.

6.5.3 Kullback Leiblerova divergence

Tento pojem nám poukazuje na to, jaká je vzájemná informace mezi f_{x_1, \dots, x_n} a $\prod_{i=1}^n f_{x_i}$ náhodných proměnných x_1, \dots, x_n :

$$I(x_1, \dots, x_n) = \int f_{x_1, \dots, x_n} \ln \frac{f_{x_1, \dots, x_n}(x_1, \dots, x_n)}{\prod_{i=1}^n f_{x_i}(x_i)} dx_1, \dots, dx_n \quad (19)$$

Jestliže bude platit že $I(x_1, \dots, x_n) \geq 0$ a $I(x_1, \dots, x_n) = 0$, poté bude platit rovnost mezi f_{x_1, \dots, x_n} a $\prod_{i=1}^n f_{x_i}$ a tedy i to, že x_1, \dots, x_n jsou statisticky nezávislé. Z těchto pravidel vychází formulace statistické nezávislosti a to, že vzájemná informace nám udává míru statistické nezávislosti proměnných.

6.6 Předpoklady metody nezávislých komponent

V praxi se většinou využívá lineární model, tedy $x = A \cdot s$, kde mixovací matice A je velikosti $n \times n$, což znamená, že počet naměřených signálů x bude roven počtu signálů originálních s . Signál v tomto případě je brán jako uspořádání nezávislých provedení jedné náhodné proměnné.

Dále musíme předpokládat, že originální signály jsou statisticky nezávislé. Nezávislost proměnných vychází z definice Kullback Leiblerovy divergence, kde vzájemná informace mezi f_{x_1}, \dots, x_n a $\prod_{i=1}^n f_{x_i}$ náhodných proměnných x_1, \dots, x_n je rovna nule.

Dále musí taky platit, že originální signály nemají normální gaussovské rozdělení. Neboli maximálně jeden z těchto signálů může mít normální gaussovské rozdělení.

Mezi nejdůležitější úvahy metody nezávislých komponent patří především podmínka nezávislosti originálních signálů. Při dodržení tohoto principu jsme schopni uskutečnit separaci signálů tak, abychom dostali statisticky nezávislé signály. K oddělení signálů využijeme lineární transformaci. Podmínka nezávislosti je splněna, pokud je vzájemná informace mezi signály nulová.

6.7 Nevýhody metody nezávislých komponent

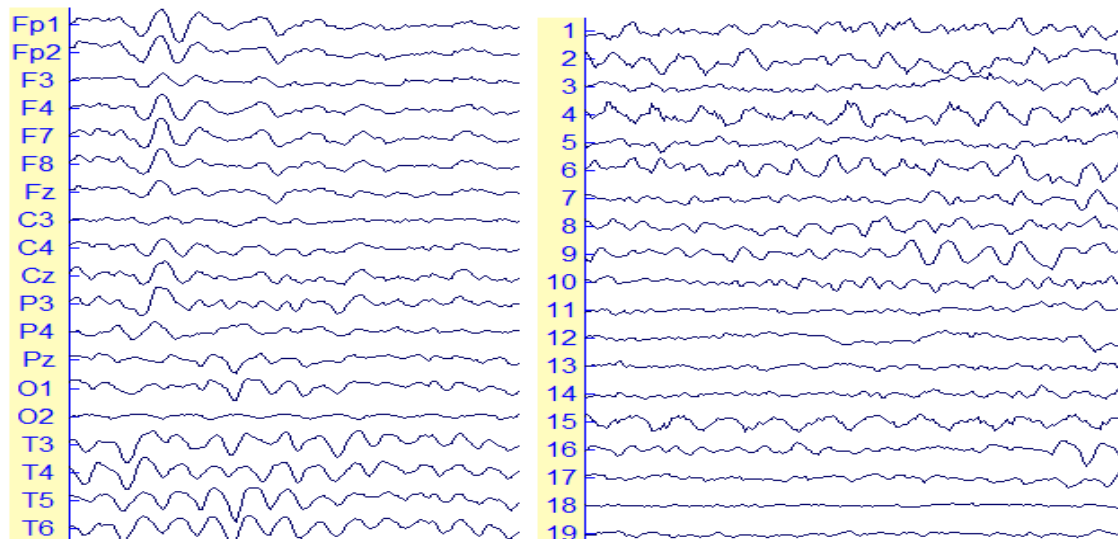
I když využijeme k analýze nejzákladnější lineární model, i tak se objevují nejednoznačnosti v řešení v některých parametrech této metody. Pokud k práci použijeme některé obecné nebo konvoluční modely, tak se počet těchto nejednoznačností významně narůstá. Při testování kvality oddělení jednotlivých signálů je nutné provést srovnání originální a naměřené signály. Mezi základní nejednoznačnosti metody nezávislých komponent, které vznikají při použití lineárního modelu, patří především:

- Rozptyl a střední hodnota originálních signálů s_1, \dots, s_n . Pokud nebudeme mít přesné informace o některých měřených parametrech, budeme tyto informace ztrácet. Například při hovoru do mikrofону, kdy je intenzita daného signálu úměrná vzdálenosti od mikrofónu, ale tato vzdálenost nebude známá, tak bude docházet ke ztrátě této informace.
- Dále nejsme schopni určit pořadí jednotlivých signálů s_1, \dots, s_n . Z pohledu matematického je toto omezení významné, ale z praktického využití vyplývá, že toto omezení nemá nijak významný vliv na výslednou analýzu dat.
- Dalším omezením je znaménko jednotlivých signálů. Pokud budeme měnit znaménko některých signálů, nijak to neovlivní jejich statistickou nezávislost.
- Mezi další omezení patří také to, že signály nesmí mít normální gaussovské rozdělení. Jestliže budou mít dvě proměnné normální gaussovské rozdělení a budou nekorelované, tím pádem budou také statisticky nezávislé. Ale nelze vyhledávat primární ortogonální transformaci pro snižování jejich závislostí. Platit může pouze to, že jeden z originálních signálů je normálního gaussovského rozdělení.

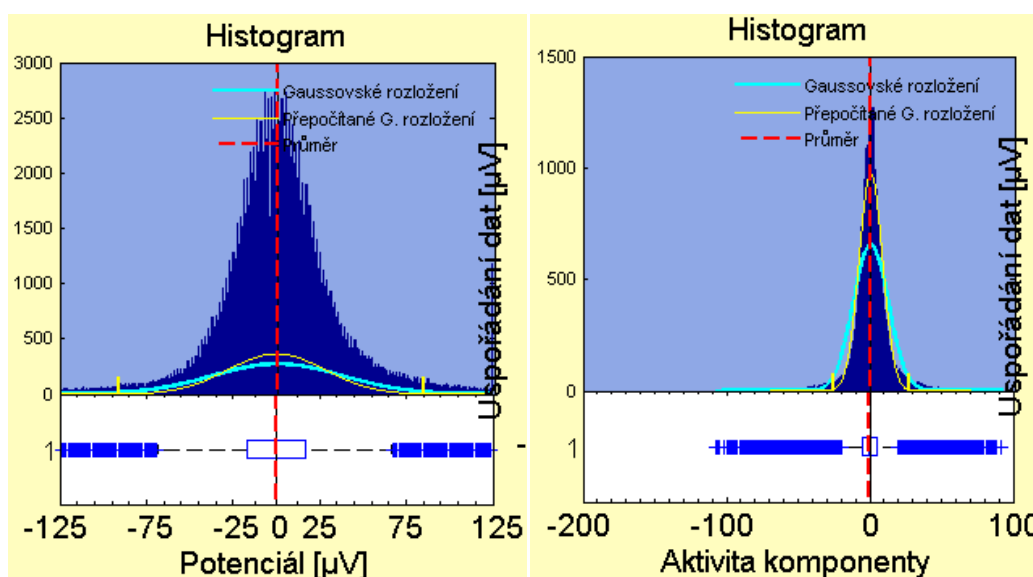
Z výše uvedeného je tedy patrné, že jestliže budeme chtít realizovat kompletní rekonstrukci originálních signálů, neobejdeme se bez určité předem dané informace.

6.8 Statistické vyhodnocení dat

Z definice vyplývá, že musí být splněna podmínka a to, že originální signály nemají normální gaussovské rozdělení. Následně charakteristika pojmu nezávislých komponent nám udává, že ani signály nezávislých komponent nesmí mít normální gaussovské rozdělení.



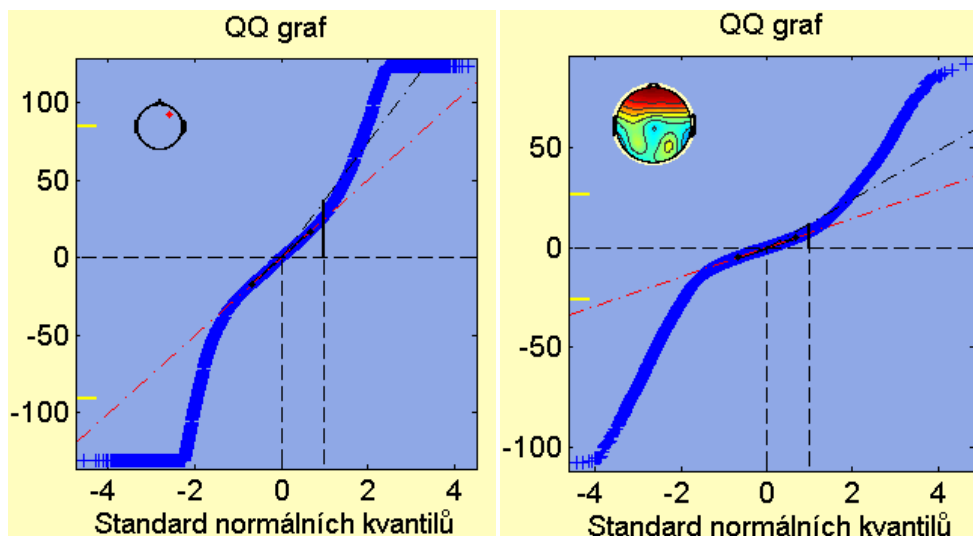
Obrázek 24: (Vlevo) EEG záznam, (vpravo) záznam nezávislých komponent.



Obrázek 25: (Vlevo) Histogram kanálu číslo 5, (vpravo) histogram 1. komponenty.

I když nejsou na obrázku znázorněny histogramy všech kanálů a nezávislých komponent, můžeme říci, že je podmínka splněna. Podmínku toho, že ani kanály, ani nezávislé komponenty nesmí mít normální gaussovské rozdělení, splňují všechny naměřené i zpracované záznamy v celé této práci. Z obrázku je patrné, že zkoumaná data se nacházejí mimo vyznačenou světle modrou křivku, která znázorňuje vymezení gaussovského rozložení, z čehož vyplývá, že se nejedná o normální rozložení.

Na následujícím obrázku se nachází další znázornění toho, zda se jedná či nejedná o normální rozložení a to pomocí QQ grafu. Výsledná sytě modrá křivka znázorňuje všechna naměřená a analyzovaná data a z grafů je patrné, že se výrazně odlišuje od červené čerchované čáry, která charakterizuje polohu dat v případě, kdyby se jednalo o normální gaussovské rozdělení.



Obrázek 26: (Vlevo) QQ graf kanálu číslo 5, (vpravo) QQ graf 1. komponenty.

U všech testů byla nastavena hladina významnosti tzv. p hodnota, a to na $p = 0,05$. Pokud by u více než jednoho kanálu nebyla splněna podmínka, tento kanál by se ze záznamu musel odstranit. Všechny výsledky jsou vyhodnoceny nejen z výše uvedených grafů, ale také pomocí Kolmogorova – Smirnova testu, pomocí kterého určujeme, zda se jedná či nikoliv o normální gaussovské rozdělení.

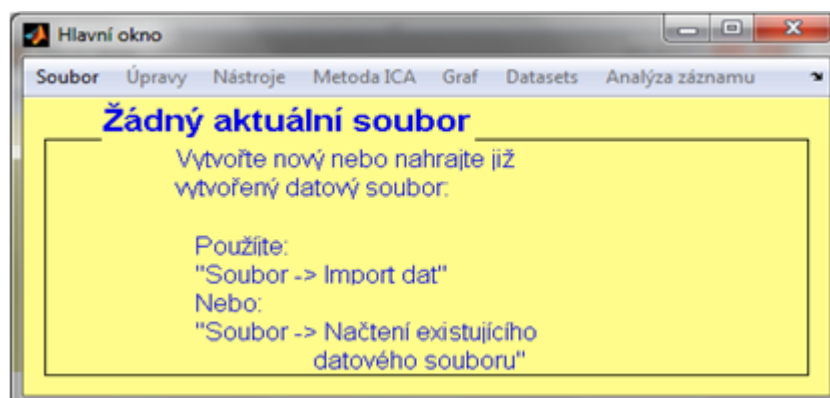
7 Zpracování EEG záznamů metodou ICA

V této práci byla zpracovávána data z (reálných) ostrých měření v nemocnici od pacientů, kteří trpí různými druhy epilepsie, a data, která byla naměřena s daným typem artefaktu, který je nasuperponován na data mozkové aktivity. Data byla zpracovávána, analyzována a vyhodnocována programově. Ze záznamů byly během zpracovávání odstraněny rušivé artefakty nejen biologického, ale také technického původu, které výrazně rušily záznam a to z důvodu, aby nedocházelo k zbytečně mylným posouzením patologických grafoelementů. Pro zpracování elektroencefalografických záznamů byla využita metoda nezávislých komponent ICA (Independent Component Analysis). Pro následné vyhodnocení a analýzu původních i nově vzniklých záznamů byly použity metody spektrální analýzy a to záznamy mozkové aktivity v podobě brainmappingu, spektrální výkonová hustota a rychlá Fourierova transformace jednotlivých kanálů. Následně byly výsledné záznamy analyzovány a byly detekovány intervaly podezřelé z epileptické aktivity, což v praxi umožňuje zjednodušení přehlednosti elektroencefalografických záznamů lékaři.

7.1 Načtení dat

V práci byla načítána data s příponami *.ASCII, *.TRC a *.WG1. Pro načtení bylo použito prostředí programu Matlab, kde po napsání kódu pro daný typ souboru nahrávání dat, byly elektroencefalografické záznamy načítány do vytvořeného programu. Pro napsání kódu pro daný typ souboru dat byly využity manuály, které obsahují popis jednotlivých bitů, které se v daných datech vyskytují na určitých pozicích. Struktura jednotlivých dat je rozdělena na tzv. hlavičku, ve které se nachází informace o pacientovi, datum a délka záznamu, a v další části dat jsou dále zapsány informace o počtu, názvech a umístění jednotlivých měřících kanálů, vzorkovací frekvence a nejdůležitější část tvoří adresy vlastních naměřených dat. V práci byly načítány různě dlouhé záznamy, různý byl i počet kanálů. Byly použity záznamy s 19, 20, 22 a 24 měřícími kanály. Standardně se v praxi využívá EEG o 20 nebo 24 kanálech, kde se buď v prvním, nebo některém jiném kanále, dle zapojení nachází tzv. kalibrační signál, na dalších 19 kanálech se nacházejí jednotlivé měřící elektrody a to v pořadí Fp1, Fp2, F3, F4, F7, F8, Fz, C3, C4, Cz, P3, P4, Pz, O1, O2, T3, T4, T5 a T6. A na posledních kanálech se vyskytují tzv. polygrafické záznamy – záznamy z EOG, EMG, EKG, PNG. U některých typů zapojení se objevují také elektrody referenční A1 a A2.

Po načtení dat do prostředí Matlab, byla data následně načtena do vytvořeného programu, což je možné dvěma způsoby.



Obrázek 27: Hlavní okno.

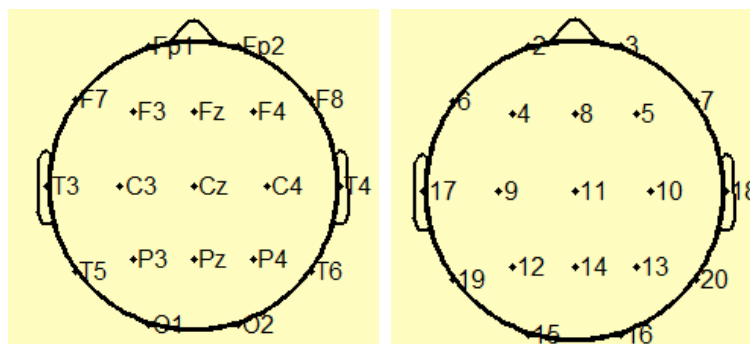
První ze způsobů je načítání nového záznamu pomocí volby *Soubor* a následně *Import dat*. Po takto zvolené cestě se nám zobrazí okno *Informace o datovém souboru*, kde vyplníme všechny potřebné údaje, což jsou výběr dat nahraných do prostředí Matlab, dále název souboru, vzorkovací frekvence, počet kanálů a nahrání souboru s pozicí jednotlivých kanálů, viz Obrázek 28. Nejčastěji v praxi používanou hodnotou vzorkovací frekvence je 128Hz nebo 256Hz a to proto, aby nedocházelo k podvzorkování měřeného signálu. Frekvence měřeného signálu je obvykle maximálně do 40Hz či 50Hz, proto se využívají výše uvedené vzorkovací frekvence, aby nedocházelo k nedodržení Nyquistova teorému. Po zapsání všech potřebných informací dojde ke stisku tlačítka *Ok* a data jsou načtena a může nastat jejich zpracování a následná analýza.

Obrázek 28: Vyplnění informací o datovém souboru.

Druhou variantou načítání dat je volba *Soubor* a pak *Načtení existujícího datového souboru*. Po této volbě se otevře okno *Načtení datového souboru* a my jen zvolíme určitý datový soubor, se kterým chceme pracovat a analyzovat jej. Tato cesta se je využívána především jako druhá, jelikož nejprve je nutné data načíst do prostředí Matlab, pak provést první způsob načtení dat a následně načtená data uložit volbou uložení aktuálního datového souboru jako. Data jsou tak uložena do předem zvoleného souboru, odkud jsme později schopni je načítat.

7.2 Poloha kanálů

V práci jsou používána různá data, která obsahují odlišné uspořádání a počet měřících kanálů. Poloha jednotlivých kanálů závisí především na struktuře daných dat. V každém datovém souboru je určená struktura daného kanálového uspořádání, které je nejprve nezbytné zjistit, a pak následně je nutné podle něj jednotlivé kanály načíst. Kanály načítáme nejen podle jejich pořadí ze struktury dat, ale také podle uspořádání na hlavě pacienta viz Obrázek 29.



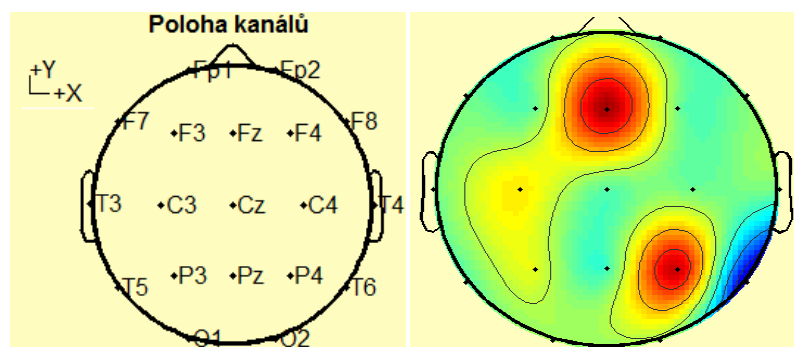
Obrázek 29: Zobrazení elektrod podle názvu nebo čísla kanálu.

7.3 Nastavení 2D a 3D map komponent

Po nahrání souboru s lokací jednotlivých měřících kanálů, které se nacházejí v souborech Kanály_20.locs, Kanály_24.locs atd., nastavujeme dva typy zobrazení barevných map mozkové aktivity. Pro nastavení 2D zobrazení těchto map využíváme zobrazení ve směru osy X, naopak pro zobrazení 3D grafů využíváme natočení lebky ve směru osy Y.

7.3.1 Nastavení 2D map

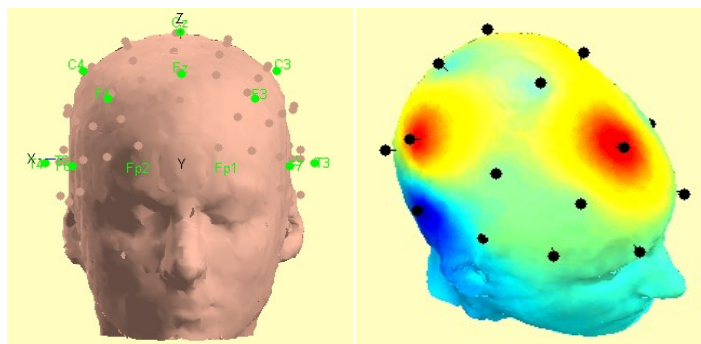
Pro nastavení 2D map je nutné nejprve nahrát původní soubor s vektorovým uspořádáním jednotlivých elektrod, což provádíme přes příkaz *Úpravy a Polohy kanálů*. V okně informace o poloze kanálu nahrajeme tyto informace pomocí tlačítka *Načtení lokace* a dále je potřebné zvolit polohu nosu v daném zobrazení. Pro 2D grafy používáme vyobrazení nos podél a zvolíme danou osu, pro kterou budou elektrody ve správném rozložení. Správnost nastavení kontrolujeme prostřednictvím tlačítka *Graf 2D*, viz Obrázek 30.



Obrázek 30: 2D zobrazení měřících elektrod a barevná mapa aktivity mozku.

7.3.2 Nastavení 3D map

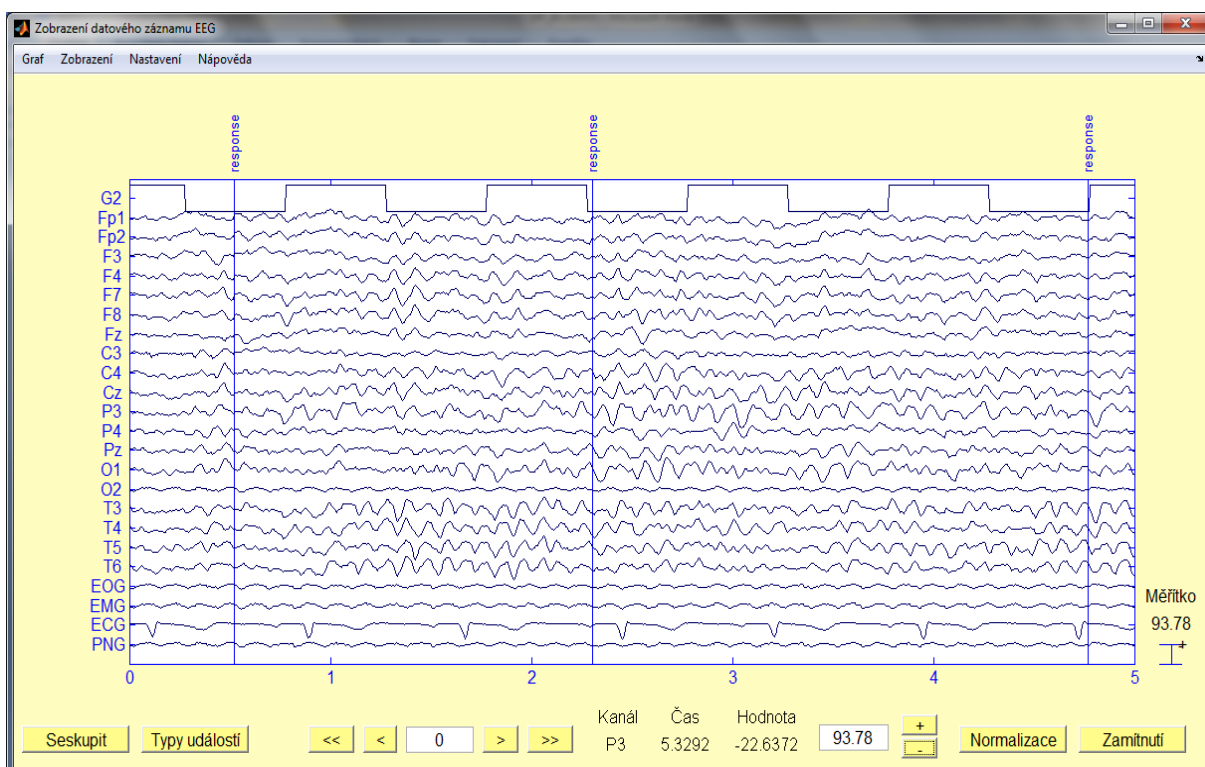
Nastavení 3D map je složitější, ve formě nastavení jednotlivých parametrů. Pro nastavení 3D map je nutné každou elektrodu vektorově umístit do prostoru. Nastavuje se vzdálenost od centrální čáry hlavy a úhlové natočení dané elektrody v prostoru. Lokaci elektrod provádíme stejně jako u 2D map, ale je potřebné nastavit jejich správnou orientaci, kterou kontrolujeme pomocí tlačítka *Graf 3D* (xyz). Poté pomocí příkazů *Graf, mapy komponent*, zvolíme položku *V 3D obraze*. Následuje seřazení všech kritérií tak, aby byl obraz korektní. K modelování využijeme ruční korekci a v okně *Zvolení lokace elektrod* si přesně určíme uspořádání a počet elektrod. 3D graf je pro práci využitelnější, jelikož jsme schopni se na problém podívat jako kdyby z reálného pohledu.



Obrázek 31: 3D zobrazení měřících elektrod a barevná mapa aktivity mozku.

7.4 Zobrazení datového záznamu

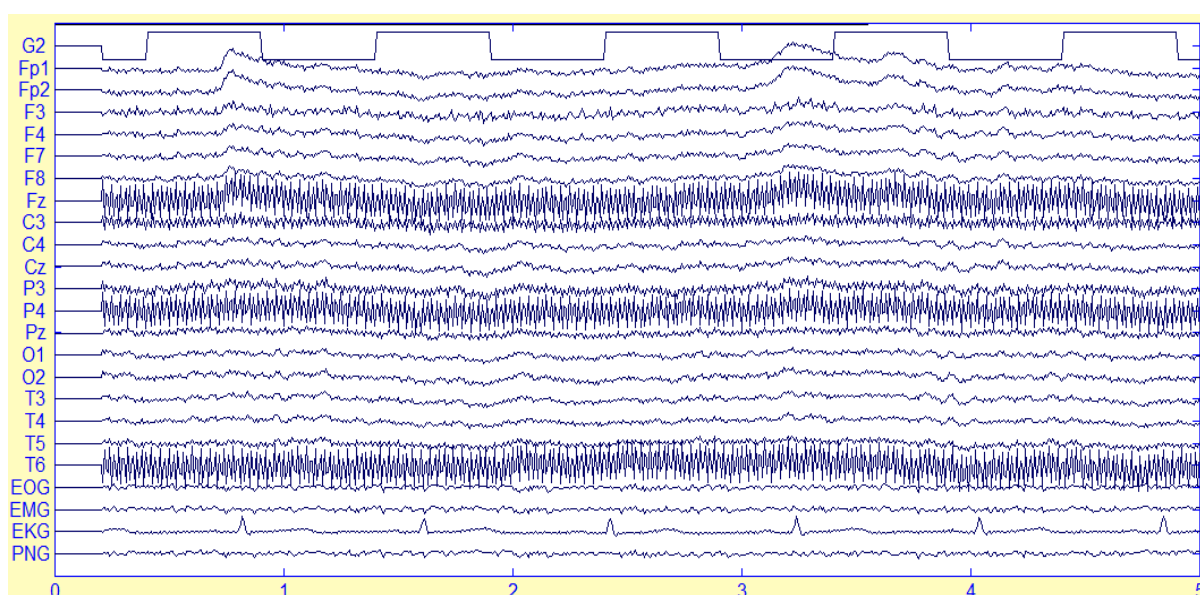
Po načtení datových záznamů a úpravě dat jsme data schopni vykreslit dle dané vzorkovací frekvence, počtu a umístění jednotlivých měřicích kanálů. V grafu můžeme měnit měřítko zobrazení a to podle toho, jaké v danou chvíli potřebujeme zvětšení či zmenšení, takže je možné je regulovat pomocí tlačítek + a -. Dále jsme schopni se v záznamu posouvat pomocí šipek časového zobrazení dle potřeby. Pro lepší orientaci v záznamu jsou na spodní části EEG záznamu zobrazeny informační pole s označením Kanál, Čas a Hodnota, což umožňuje přesně najít potřebnou hodnotu v daný časový okamžik na zvoleném kanále. Pomocí volby Zobrazení z hlavního panelu nabídky je možné měnit název souboru pomocí nabídky Zobrazení názvu. Další možností práce s datovým záznamem je při výběru tlačítka Nastavení a poté buďto jsme schopni měnit časový rozsah daného zobrazení, kde volíme, kolik sekund záznamu chceme zobrazit v daném zobrazovaném okně nebo také je možné zobrazit události, které byly během měření zaznamenány do dat. Mezi události patří především zaznamenávání, kdy pacient otevřel či zavřel oči, kdy pacient sevřel nebo uvolnil pěst, použití stroboskopu, svalové křeče, pohyby apod. Všechny tyto záznamy jsou zaznamenány ve struktuře daných dat pod určitým bitem zápisu. Pokud během měření bylo použito i video EEG, tak je možné tyto události pozorovat v reálném čase na záznamu a zaznamenat je do dat. Zaznamenání těchto událostí je velmi významné a důležité při analýze, jelikož každý typ těchto událostí může vyvolat nějakou nepředvídatelnou situaci, je pravděpodobné vyvolání epileptického záchvatu či jiné patologické mozkové aktivity. Proto jsou tyto události zaznamenávány do záznamu a při analýze dochází také k vyjádření, co danou nestandardní situaci vyvolalo a ve které oblasti mozkových hemisfér k ní nastalo. V práci je zobrazení jednotlivých událostí znázorněno pomocí označení 'response'.



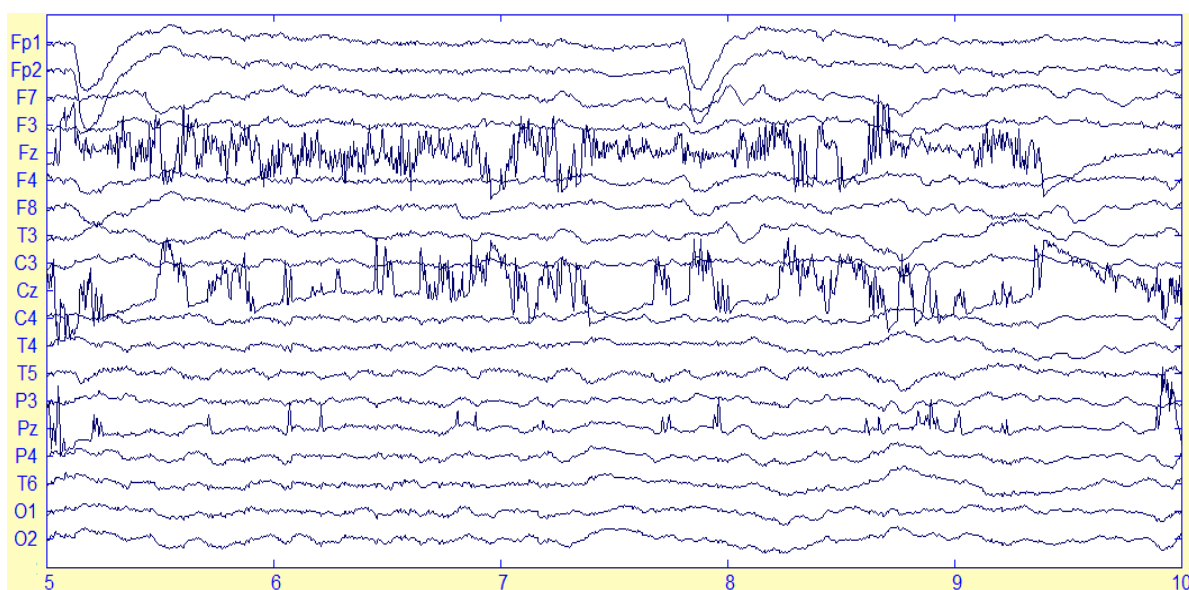
Obrázek 32: Zobrazení datového záznamu EEG aktivity.

7.4.1 Původní záznam

Původním záznamem je myšlen záznam, na který je například superponovaná artefaktová složka, která způsobuje, že naměřená mozková aktivita nebo samotné zaznamenání EEG aktivity pacienta je velmi špatně zhodnotitelné. Na prvním obrázku se nachází příklad technického artefaktu neboli síťového šumu o frekvenci 50Hz. Tento artefakt způsobuje, že na elektrodách Fz, C3, P4 a T6 je velmi výrazná rušivá složka a záznam je proto hodně obtížné hodnotit z pohledu patologických grafoelementů. Na druhém obrázku je znázorněn příklad biologického artefaktu a v tomto případě se jedná o oční a svalové rušení. Výrazné oční artefakty jsou patrné na frontopolárních elektrodách Fp1 a Fp2. Následně svalová aktivita je výrazná na centrálních elektrodách Fz, Cz a Pz. Jak je zřejmé z prvního, tak i z druhého obrázku, je rušivá složka velkou přítěží při hodnocení, analýze a zpracování naměřených dat.



Obrázek 33: Zobrazení původního záznamu s artefaktem síťového šumu.

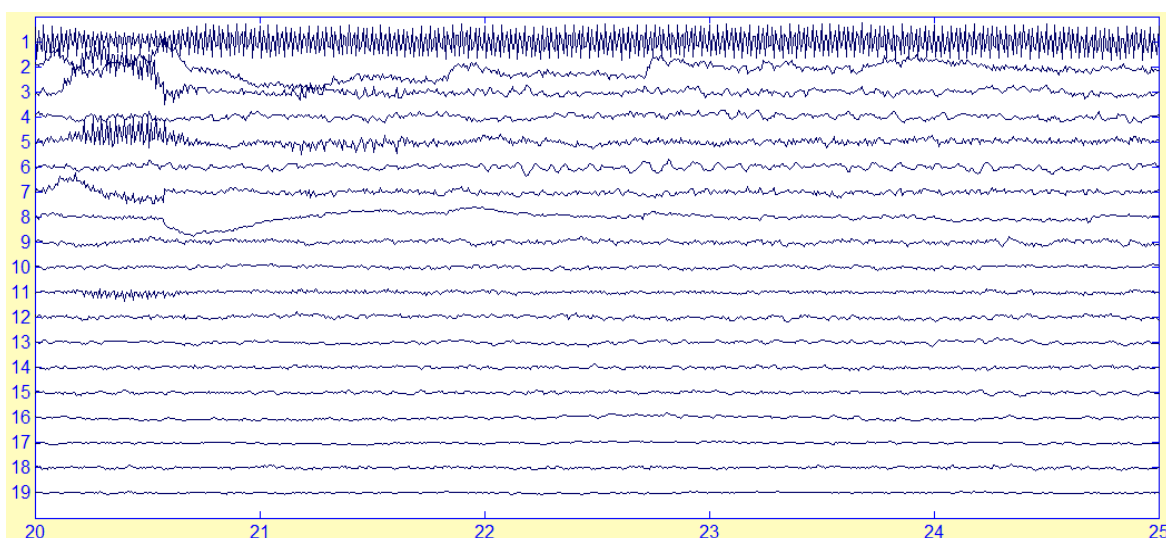


Obrázek 34: Zobrazení očních a svalových artefaktů.

7.4.2 Nezávislé komponenty

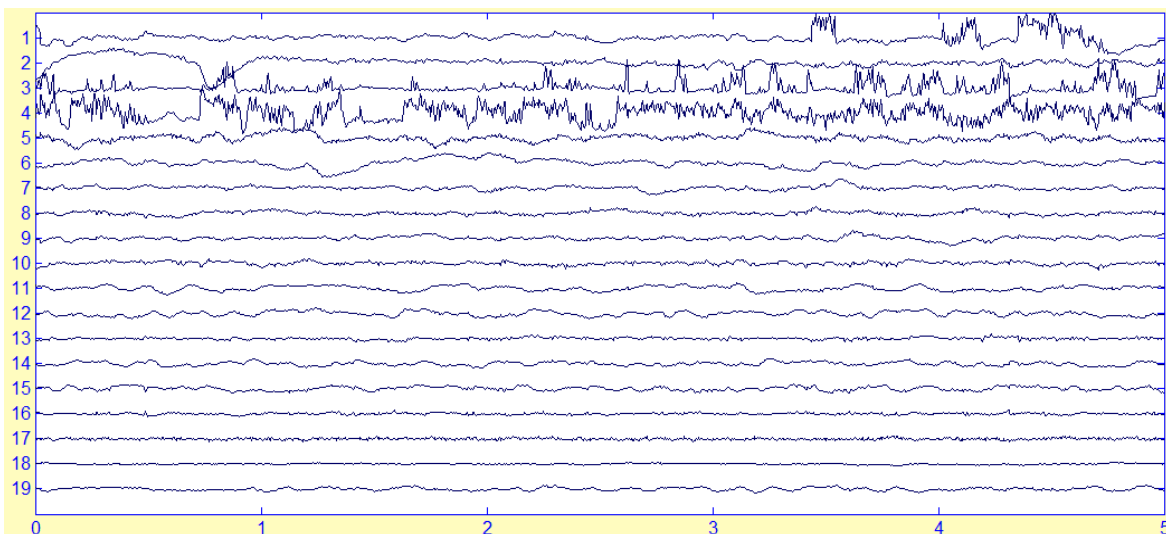
V této práci je využita pro zpracování naměřených EEG záznamů metoda nezávislých komponent ICA, jejíž princip je založen na rozkladu naměřených dat na nezávislé komponenty, a musí také platit, že jsou jednotlivé komponenty mezi sebou vzájemně statisticky nezávislé. Pomocí této metody jsme tedy schopni rozlišit skutečnou mozkovou aktivitu od zdrojů, které způsobují rušivé artefakty. Takže při odstranění nezávislých komponent způsobujících nežádoucí vlivy ze signálu získáme původní signál EEG bez těchto rušivých artefaktových složek.

Na obrázku 35 je patrné, že na komponentě číslo 1 je velice výrazná rušivá složka síťového šumu. Ale lze také pozorovat, že se na komponentách 3, 5 a částečně také na 7 a 11 nachází rušivý prvek svalového artefaktu. Naopak na komponentě číslo 2 můžeme pozorovat nasuperponování artefaktu očního.



Obrázek 35: Zobrazení nezávislých komponent zobrazení s artefaktem síťového šumu.

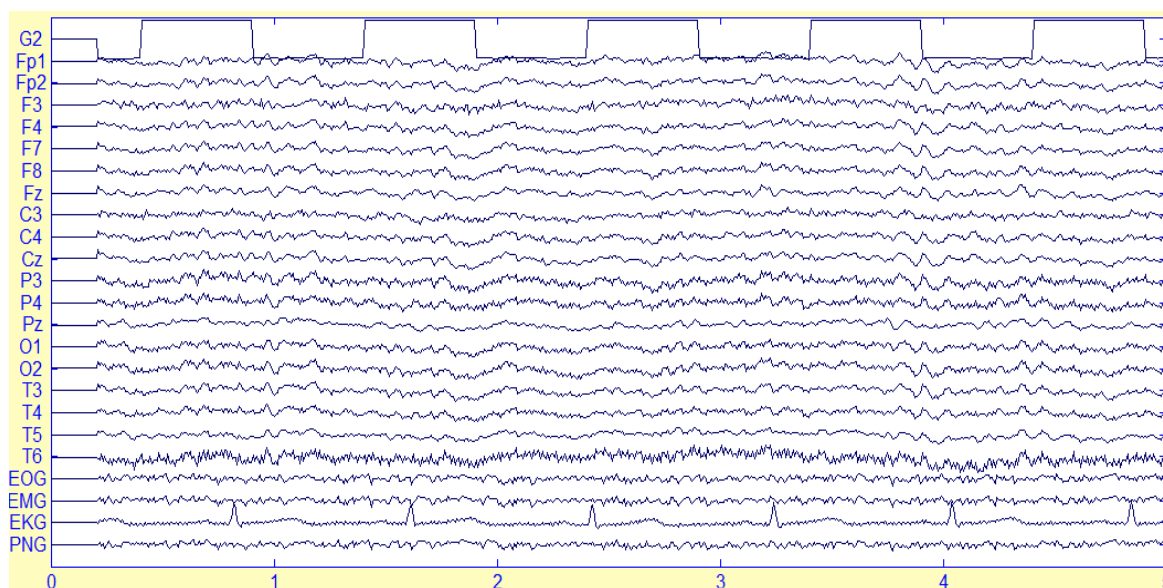
Na obrázku 36 je zřejmé, že na komponentách číslo 1, 3 a 4 je navázán svalový artefakt a na komponentě číslo 2 oční artefakt.



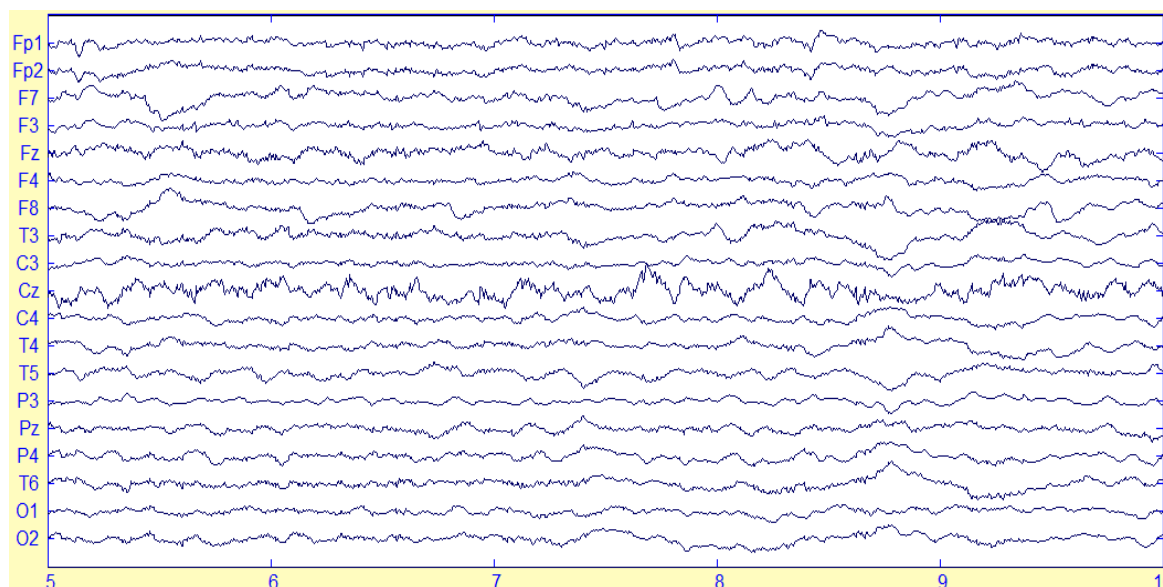
Obrázek 36: Zobrazení nezávislých komponent zobrazení s očním a svalovým artefaktem.

7.4.3 Rekonstruovaný záznam

Rekonstruovaný záznam se od původního záznamu liší tím, že neobsahuje rušivé složky, takže je jeho hodnocení naproti zarušenému záznamu jednodušší. Jelikož je naším hlavním úkolem získat podstatné údaje o mozkové aktivitě pacienta z naměřených signálů, je nutné odstranění nezávislých komponent, které způsobují tyto nežádoucí vlivy. Po rekonstrukci získáme nový neboli původní signál EEG, takže bez cizorodých složek a tento záznam jsme již schopni dále zpracovávat a vyhodnocovat například pomocí spektrální analýzy.



Obrázek 37: Rekonstrukce EEG záznamu po odstranění komponent obsahujících síťový šum.



Obrázek 38: Rekonstrukce EEG záznamu po odstranění komponent obsahujících cizorodé vlivy.

Z obou záznamů je vidět, že po odstranění nezávislých komponent způsobujících rušivé vlivy z původního záznamu, je nový elektroencefalografický zápis čistý a připraven pro analýzu a další zpracovávání.

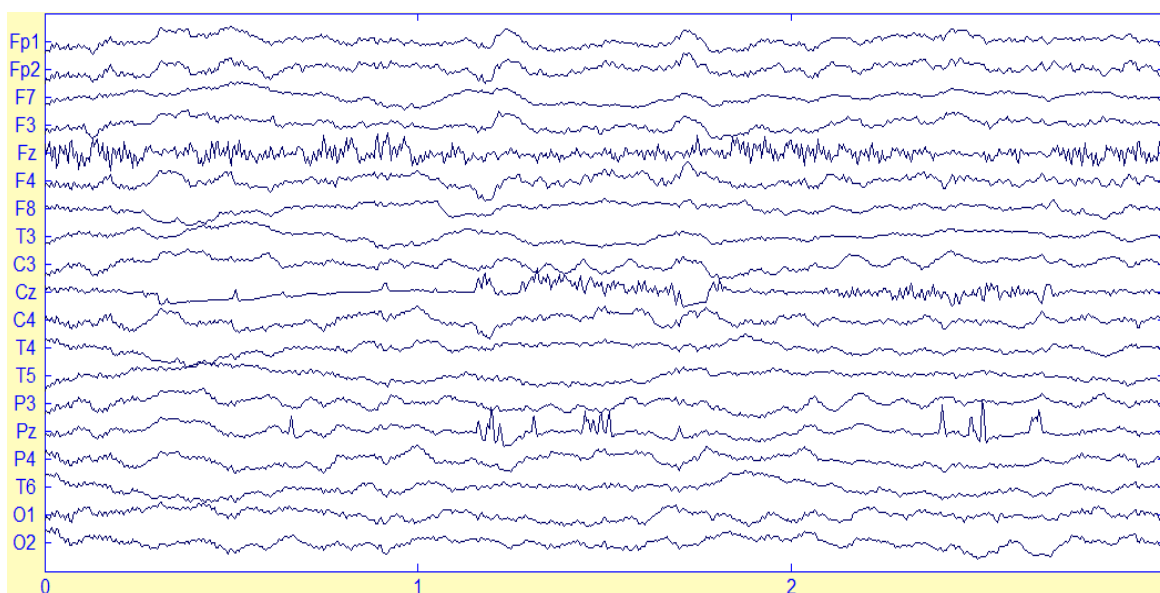
7.5 Spektrální analýza

Naměřené elektroencefalografické záznamy po i bez aplikace metody nezávislých komponent byly následně zpracovány a vyhodnoceny pomocí spektrální analýzy. Spektrální analýza patří mezi hodně výkonné analytické nástroje, které využíváme v praxi k analyzování, a to z důvodu umožnění zjištění spektra signálu nebo spektrální výkonové hustoty daného měřeného signálu. Tato metoda pracuje na základě matematických ortogonálních přeměn, kdy časovému průběhu naměřených záznamů přiřazujeme jeho spektrum nebo naopak ze spektra tento signál vytváříme.

Z výsledných grafů je pak zřejmé, že některá konečná data bez aplikace metody ICA se velmi významně odlišují od dat, u kterých tato metoda byla aplikována a následně se liší i jejich analýza.

7.5.1 Porovnání záznamů

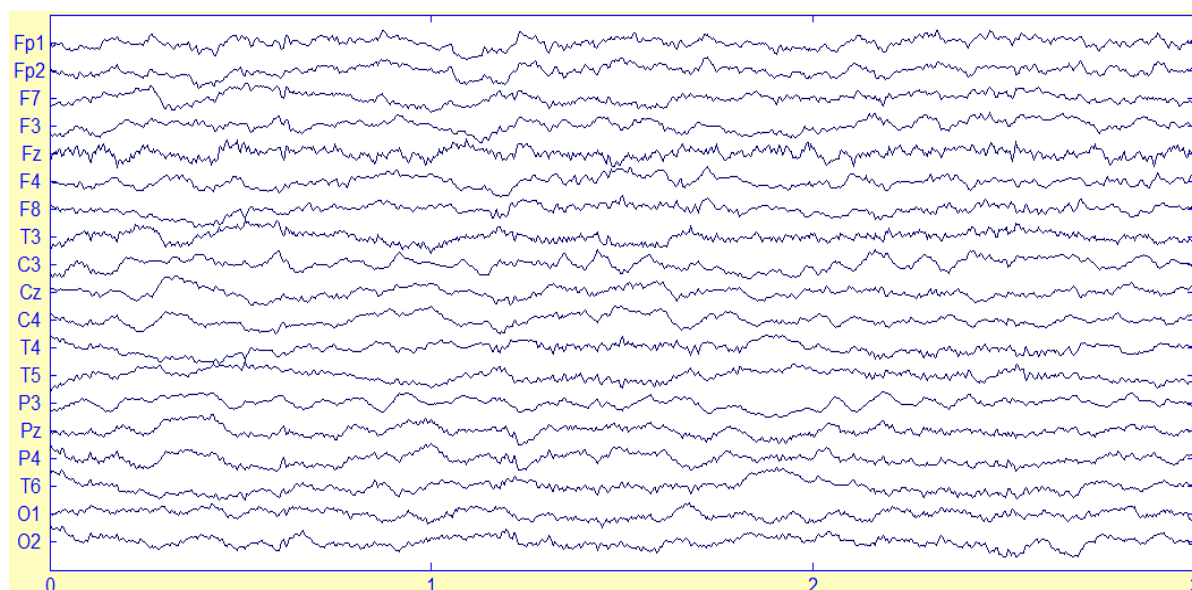
Na prvním obrázku bude vždy vyobrazen záznam, u kterého nebyla použita metoda nezávislých komponent a na druhém obrázku se bude nacházet tentýž záznam, ale po aplikaci metody ICA. Následující výsledné grafy a zobrazení budou vycházet z takto seskupených EEG záznamů. Pro porovnání bude nejprve použit záznam s výrazným svalovým artefaktem, kde je předpokládáno, že výsledná data se budou celkem lišit kvůli velkému rušení. Následně bude stejné porovnání použito pro další EEG záznamy, kde nebude použit záznam s výraznými artefaktovými složkami, bude se jednat o záznam s elektroodovým artefaktem, který má charakteristiku a podobu epileptiformní aktivity a následně záznam s EKG artefaktem, kde vlny mají také podobu epileptické činnosti, ale nedosahují vysokých amplitud.



Obrázek 39: Záznam se svalovým artefaktem.

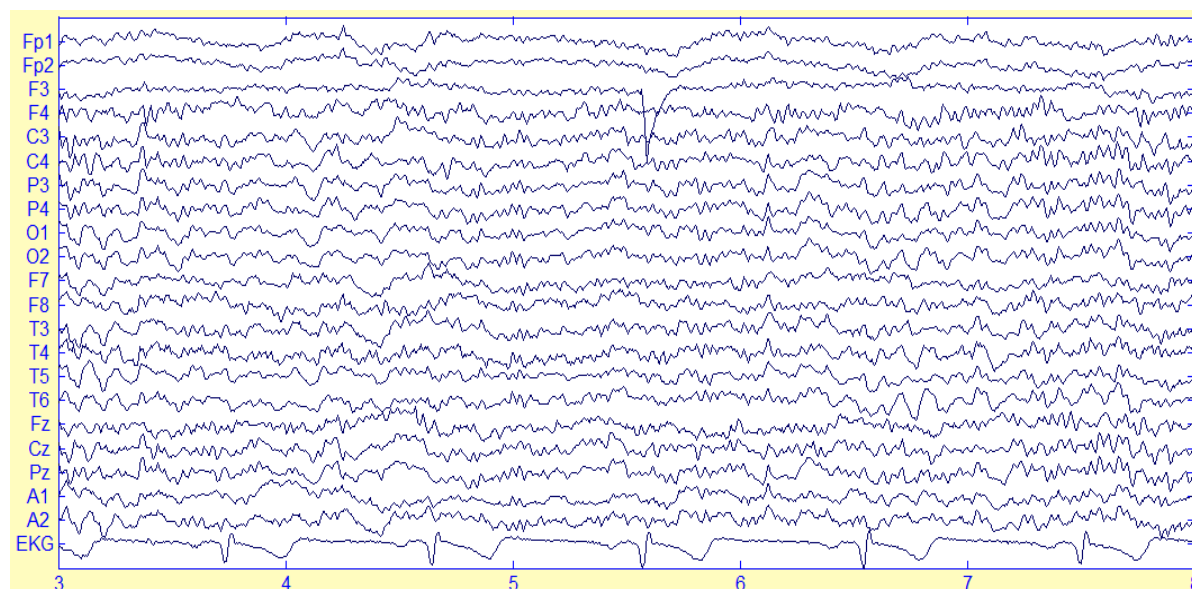
Ze záznamu jsou patrné velké rušivé vlivy na elektrodě Fz a dále v menší míře se objevuje rušení na elektrodách Cz a Pz. Jedná se o svalovou aktivitu, která je superponována na naměřenou mozkovou aktivitu a podstatně ruší a zhoršuje hodnocení a analýzu. Z obrázku je také zjevné, že se tato činnost zobrazuje v daných úsecích jako úzké, ostré a různě vysoké děje, které dosahují při určitých měřeních amplitud až $200\mu\text{V}$. Dále, i když není zobrazeno na obrázku, tak se v záznamu objevuje také oční artefakt na elektrodách Fp1 a Fp2.

Toto rušení se v EEG záznamech velice často objevuje, jelikož pacient při delším záznamu nevydrží dlouho nemrkat či nepohybovat očima. Mrkání, různé pohyby a především zavírání a otevírání očí se především projevuje na frontopolárních elektrodách.



Obrázek 40: Záznam bez svalové aktivity po aplikaci metody ICA.

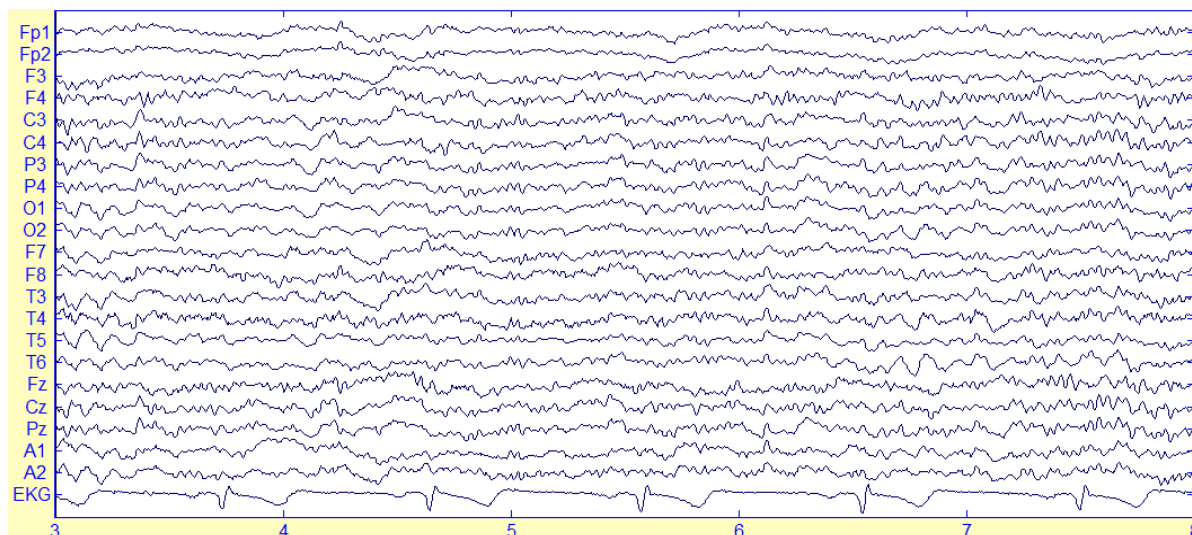
Z obrázku je znatelné vymizení nejen svalové aktivity z centrálních elektrod, ale také očního artefaktu z elektrod fronto polárních, takže pro další analýzu a zpracování je záznam připraven a hodnocení bude kvalitnější a přesnější.



Obrázek 41: Záznam s elektrodovým artefaktem na F3.

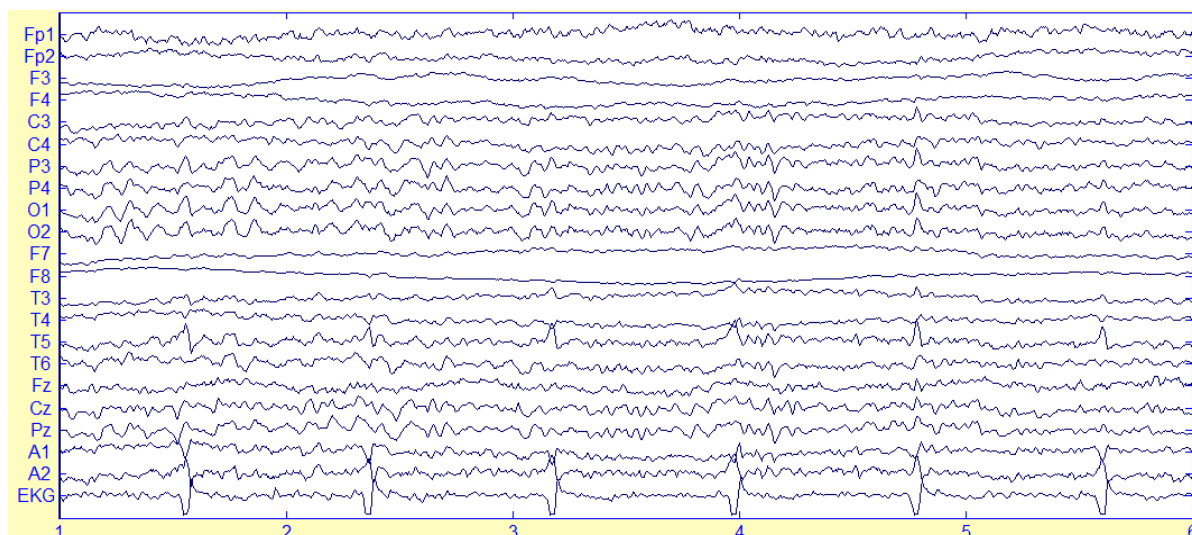
Z obrázku vyplývá, že na frontální elektrodě F3 je artefaktová složka – amplitudový artefakt, která se vyznačuje ostrou vlnou, která připomíná epileptiformní hrot. Od epilepsie se liší především charakterem náběžné hrany. Ze záznamu lze vnímat, že náběžná hrana tohoto artefaktu je přibližně kolmá a vyznačuje se také velmi vysokou amplitudou, která se vyskytuje v okolí $100\mu V$.

K průniku do okolních svodů sice dochází, ale nejedná se o přirozenou mozkovou aktivitu, ale o artefaktovou složku. Tvar znázorněného grafoelementu se shoduje s obrazem, který charakterizuje tzv. elektrodový popping. Jeho podstatou je náhlá změna elektrodového potenciálu, což může být vyvoláno například špatným kontaktem mezi kůží pacienta a snímací elektrodou.



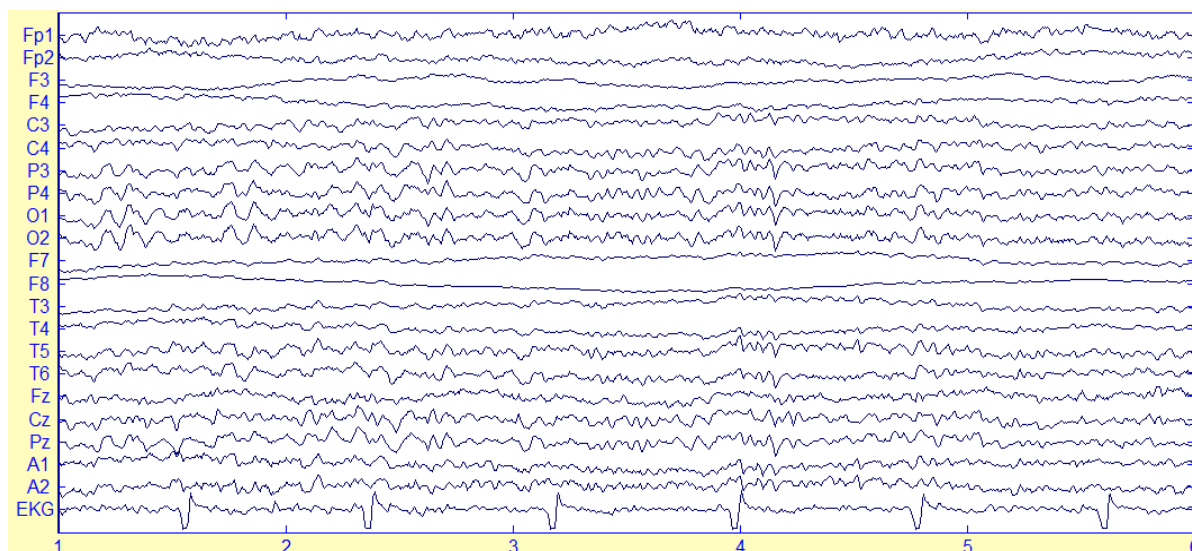
Obrázek 42: Záznam bez elektrodového artefaktu po aplikaci metody ICA.

Z obrázku je zřejmé vymizení artefaktové složky. Pokud by v záznamu zůstaly, mohlo by při analýze dojít nejen k mylné detekci, ale také by záznam musel být důkladně analyzován a lékař by zbytečně ztrácel drahocenný čas zkoumáním těchto typů grafoelementů. Po aplikaci metody ICA bylo jasné, že se jedná o artefaktovou složku, která po odstranění ze záznamu ulehčila práci rozpoznávání patologických vln.



Obrázek 43: Záznam s EKG artefaktem.

Na Obrázku 43 je znázorněn EKG artefakt, který se významně podobá epileptiformní aktivitě. Z obrázku je ze záznamu jednotlivých kanálů vidět ostrá a pomalá vlna, která je typická pro epilepsii. V záznamu je použit proto také EKG kanál, který napomáhá v tomto případě s detekcí, zda se jedná či nikoliv o patologickou aktivitu nebo o artefaktovou složku. Ze záznamu je patrné, že vlny se opakují synchronně s R vlnou z QRS komplexu EKG záznamu, proto je pravděpodobné, že by se mělo jednat o artefaktovou složku.



Obrázek 44: Záznam bez EKG artefaktu po aplikaci metody ICA.

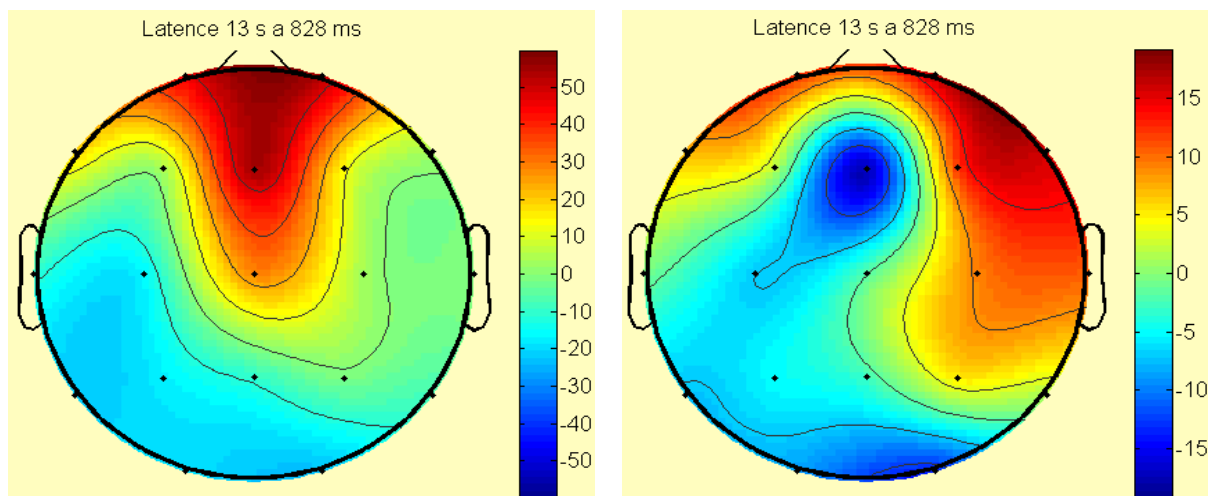
Po aplikaci metody nezávislých komponent na záznam s EKG artefaktem je patrné vymizení artefaktové složky a lepší orientace v záznamu. Při analýze původního záznamu by mohlo dojít k mylné diagnóze díky artefaktové složce, ale z nového záznamu je patrné, že se o epileptickou aktivitu nejednalo.

V následujících zpracováních výše uvedených záznamů, bude poukázáno na zřetelný rozdíl v použití spektrální analýzy u záznamů, kde byla aplikována metoda nezávislých komponent a u záznamů bez užití této metody.

7.5.2 Brainmapping

V této podkapitole budou srovnávány topografické mapy mozkové činnosti, které nám umožňují stanovit prostorové vyjádření mozkové funkce určitého pacienta. Jedná se především o barevnou mapu okamžité distribuce amplitud daných potenciálů. Navzájem budou porovnávány amplitudové a frekvenční brainmappingy EEG aktivity bez aplikace metody nezávislých komponent a s použitím této metody.

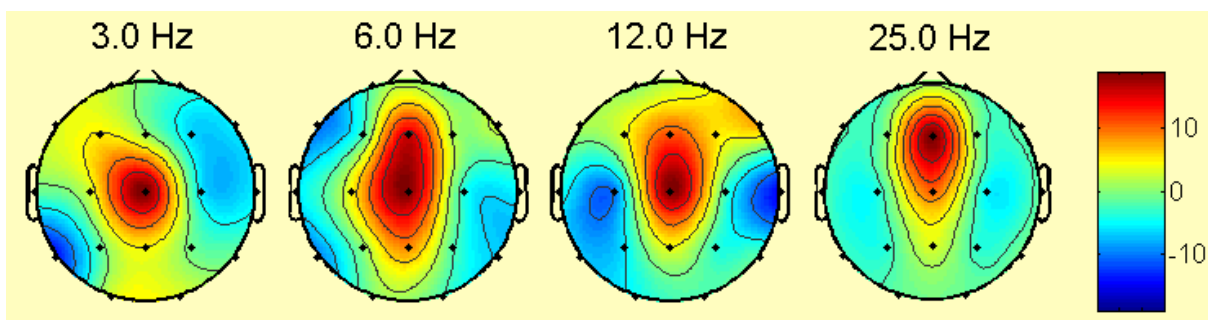
7.5.2.1 BM EEG záznamu se svalovým artefaktem



Obrázek 45: (Vlevo) BM původního záznamu, (vpravo) BM nového záznamu po aplikaci ICA.

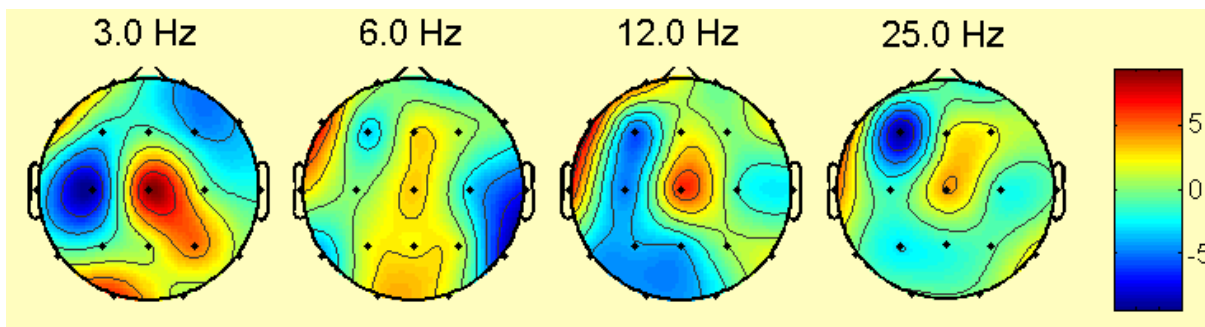
Na těchto snímcích je znázorněn amplitudový brainmapping, který byl použit na analyzovaná data se svalovým artefaktem a pro porovnání byl použit stejný čas a to 13 sekund a 828 milisekund. Na levém obrázku je vidět významná mozková aktivita, která vznikla pod elektrodami Fp1, Fp2 a Fz a pozvolna se šíří do okolí. Naopak u BM nového záznamu je zřejmá aktivita pouze mezi elektrodami Fp2 a F8, odkud dochází k rozšiřování dané mozkové aktivity do okolních elektrod. A v okolí elektrody Fz naopak od původního záznamu je aktivita velmi nízká. Z druhého snímku je patrné také snížení amplitudy, což je díky odstranění artefaktové složky.

Na dalším obrázku bude rozdíl lépe vidět a to z pohledu frekvenčního brainmappingu který byl zaznamenán pro oba záznamy.



Obrázek 46: Frekvenční BM původního EEG záznamu se svalovým artefaktem.

Na obrázku 46 je znázorněn frekvenční brainmapping původního záznamu, kde je patrná značná mozková činnost, která vznikla pod elektrodou Cz a šíří se do jejího okolí. Tato aktivita je význačná pro všechny frekvenční pásma EEG až na poslední, kde je významná aktivita patrná pod elektrodou Fz. Tato vysoká hodnota amplitudy je podezření z nějaké buďto patologické mozkové činnosti, která se vyskytuje pouze v dané lokalizaci anebo se jedná o artefakt na těchto elektrodách.



Obrázek 47: Frekvenční BM nového EEG záznamu bez svalového artefaktu.

Na obrázku 47 je zobrazen frekvenční brainmapping nového záznamu po aplikaci metody nezávislých komponent a odstranění artefaktových složek z původního záznamu. Je zřejmé vymizení velké aktivity vznikající pod elektrodou Cz a vidíme také, že v různých frekvenčních pásmech je obraz odlišný.

Na prvním obrázku je znázorněna frekvence delta aktivity, která se v dospělosti vyskytuje většinou jako patologický projev nebo ji můžeme zaznamenat v hlubokém spánku. Zvýšená aktivita zde zůstala pod elektrodou Cz, ale nejedná se již o artefaktovou složku, ale o vlastní aktivitu mozku v tomto frekvenčním pásmu.

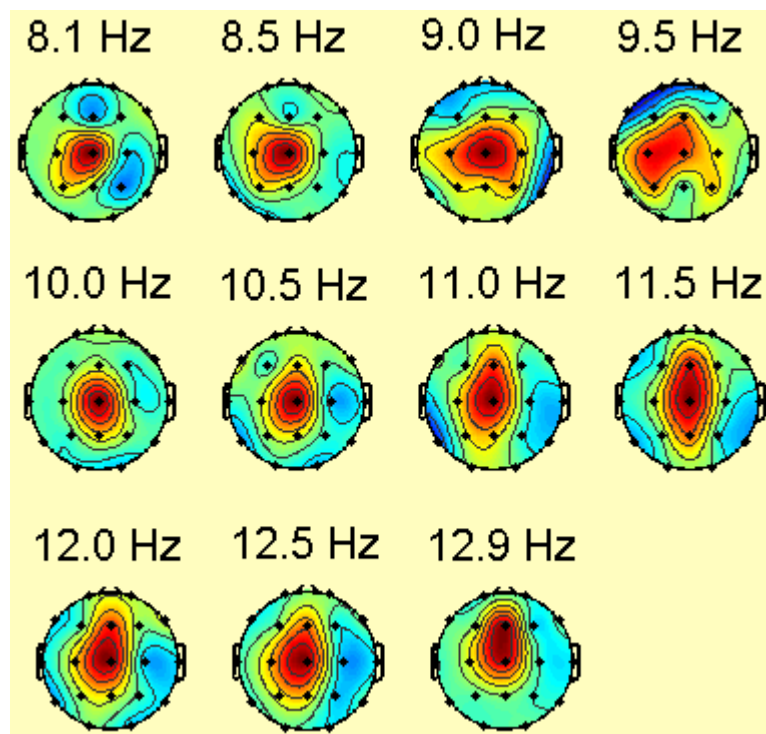
Na druhém obrázku je mírná aktivita v okcipitální oblasti a vyšší pod elektrodou F7. Jedná se o frekvenci theta pásma, jehož vlny mají amplitudu nad $50\mu\text{V}$ a jedná se buďto o patologickou aktivitu nebo amplituda těchto vln může být registrována během spánku. V našem případě je ale amplituda nízká zhruba kolem $8\mu\text{V}$, proto se o patologickou aktivitu nejedná.

Na třetím obrázku je znázorněna alfa aktivita, kde je zjištěna aktivita vzniklá pod elektrodou Cz, F7 a T3. U alfa aktivity, vlny dosahují amplitud řádově do $50\mu\text{V}$ a objevují se při tělesném a duševním klidu a při zavřených očích, naopak ke tlumení dochází při otevření očí. V našem případě se hodnoty amplitud vyskytují řádově kolem $10\mu\text{V}$.

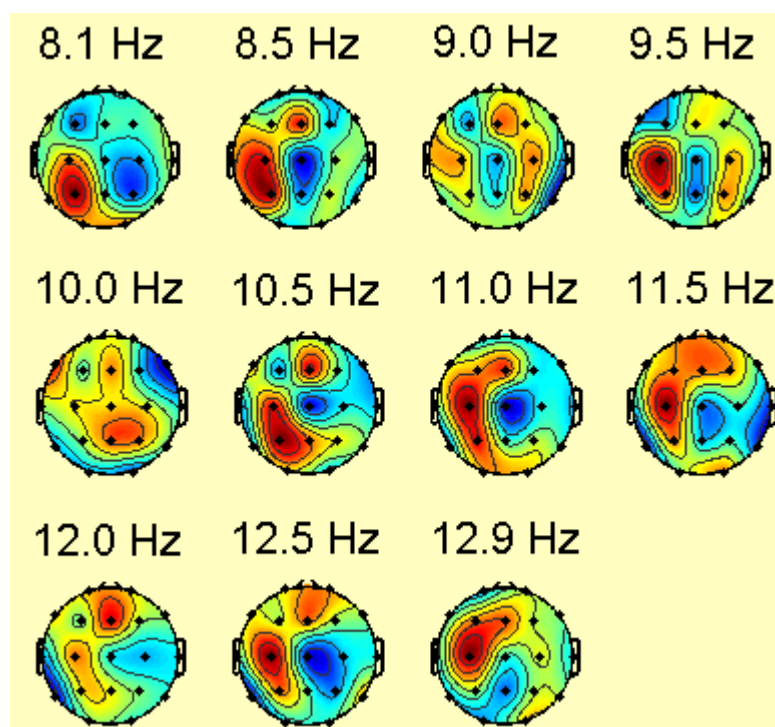
Na posledním obrázku je vyobrazena aktivita beta pásma, jehož vlny mají amplitudu mezi $20\mu\text{V}$ až $30\mu\text{V}$ a tato aktivita je zaznamenávána současně s vlnami alfa, ale snímána je především z frontální části mozku. Z měření jsou zřejmé dvě skutečnosti, a to že pod elektrodu F3 je v tomto frekvenčním pásmu velmi nízká aktivita a naopak zvýšená aktivita se nachází pod elektrodami Cz a T3.

Celkově na všech snímcích tohoto frekvenčního brainmappingu je zřetelná jedna skutečnost a tou je snížení hodnoty amplitudy pro všechna frekvenční pásma. Z původního obrázku s artefaktovou složkou se hodnota amplitudy pohybuje v rozmezí od $-20\mu\text{V}$ do $+20\mu\text{V}$. Naopak u druhého snímku je to v intervalu od $-10\mu\text{V}$ do $+10\mu\text{V}$, což je o polovinu méně. Významným ovlivňujícím faktorem je v tomto případě vliv artefaktové složky.

7.5.2.2 BM EEG záznamu se svalovým artefaktem ve frekvenčním pásmu alfa



Obrázek 48: Frekvenční BM pro alfa aktivitu EEG záznamu se svalovým artefaktem.

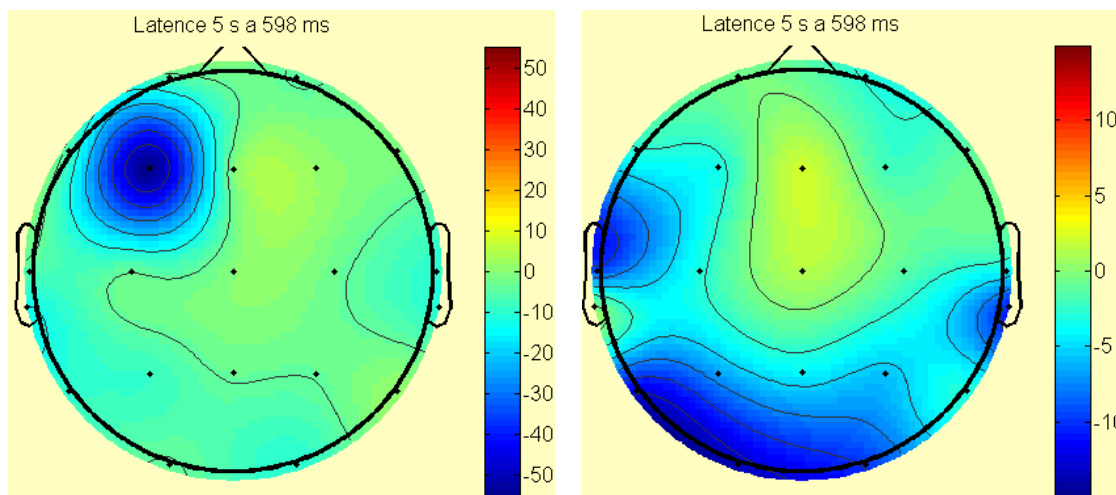


Obrázek 49: Frekvenční BM pro alfa aktivitu EEG záznamu po aplikaci metody ICA.

Z obou obrázků vyplývá ovlivnitelnost záznamu svalovým artefaktem. Z obrázku 48 je patrná vysoká aktivita pod elektrodou Cz a její šíření do jejího okolí. Naopak z obrázku 49 po aplikaci metody ICA je zřejmé, že v daném frekvenčním rozsahu se aktivita výrazně mění.

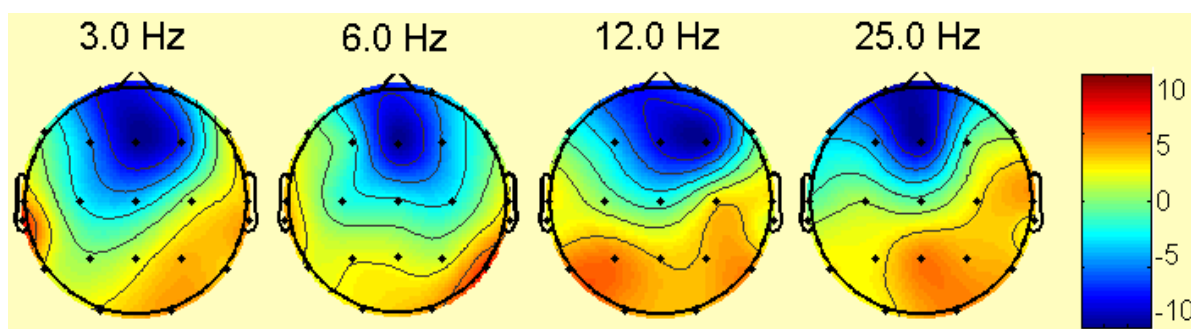
7.5.2.3 BM EEG záznamu s elektrodovým artefaktem na F3

Na následujícím obrázku je znázorněn amplitudový brainmapping elektrodového artefaktu v čase 5 sekund a 598 milisekund, který je charakteristický ostrou vlnou připomínající epileptiformní hrot. Od epileptické aktivity se ale liší zejména charakterem náběžné hrany, ale i tak je nutné tento grafoelement analyzovat a zjistit jeho příčinu.

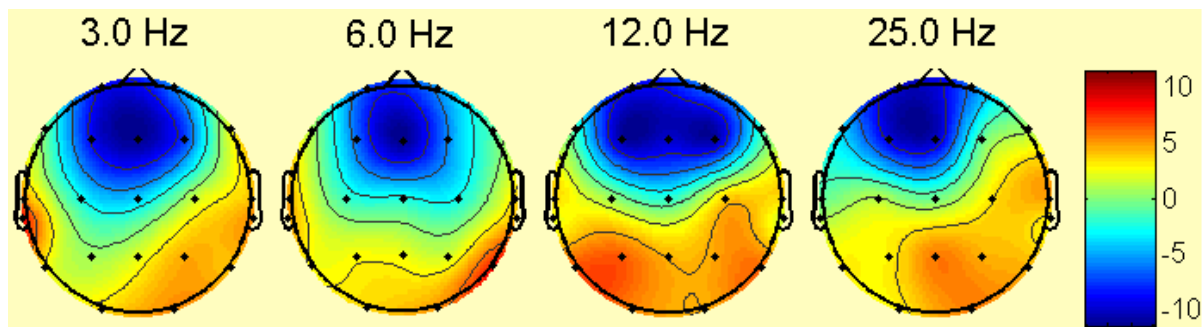


Obrázek 50: (Vlevo) BM původního záznamu a (vpravo) nového záznamu po metodě ICA.

Z obrázku je zřejmá velmi nízká aktivita jen pod elektrodou F3, kterou mohla způsobit buď nějaká patologická událost, nebo artefaktová složka. Jelikož se na druhém obrázku tato aktivita již nezobrazuje, jednalo se tedy o artefakt, který byl způsoben špatnou manipulací s elektrodou. Z druhého obrázku je patrná nízká hodnota amplitud, která vznikla pod elektrodami z oblasti temporální a okcipitální, ale hodnota této amplitudy je v porovnání s předešlým obrázkem mnohem menší.



Obrázek 51: Frekvenční BM původního EEG záznamu s elektrodovým artefaktem na F3.



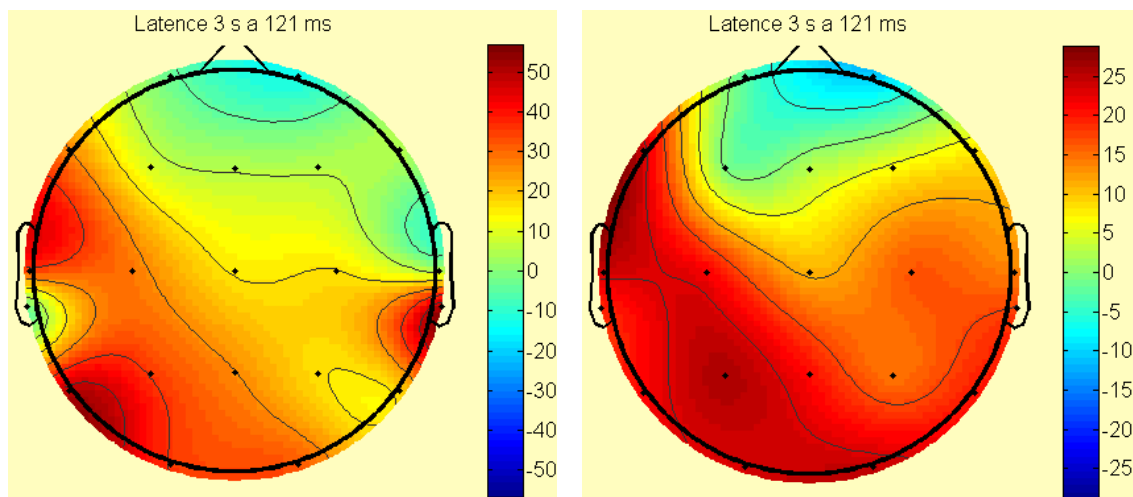
Obrázek 52: Frekvenční BM nového EEG záznamu bez elektrodového artefaktu.

Z obou obrázků vyplývá, že artefaktová složka, která vznikla špatnou manipulací s elektrodou, nevyvolává podstatné frekvenční změny v žádném EEG pásmu. Důvod frekvenční nezávislosti je v četnosti a v umístění artefaktové složky, která se vyskytuje pouze na jednom kanálu a jen v jednom určitém okamžiku, kdy došlo k manipulaci s elektrodou F3.

Z každého obrázků je patrná nízká aktivita ve frontální a fronto-polární oblasti mozku ve všech frekvenčních pásmech a naopak v temporálních a okcipitálních krajinách je amplituda zvýšená především ve frekvenčních oblastech 12Hz a 25Hz.

7.5.2.4 BM EEG záznamu s EKG artefaktem

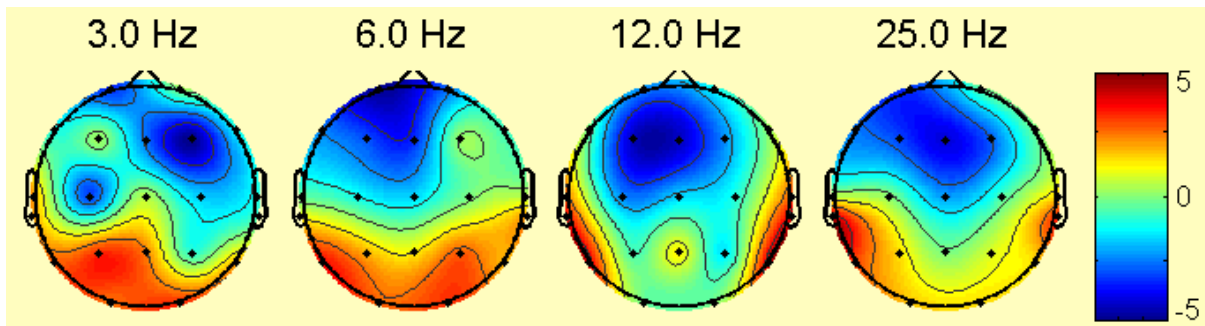
Na dalším obrázku je zobrazen EKG artefakt, jehož vzhled má podobu epileptické aktivity. Zobrazuje se jako ostrá a následně pomalá vlna, což je nejdůležitější znak epileptiformních vln. Při měření se používá také kanál pro EKG, který nám umožňuje rozpoznávat podobnost vln, zda se jedná či nikoliv o artefaktovou složku, která se čas od času, v závislosti na zapojení, na vlny jednotlivých elektrod může superponovat. Oba záznamy jsou zaznamenány v čase 3s a 121ms.



Obrázek 53: (Vlevo) BM původního záznamu a (vpravo) nového záznamu po použití metody ICA.

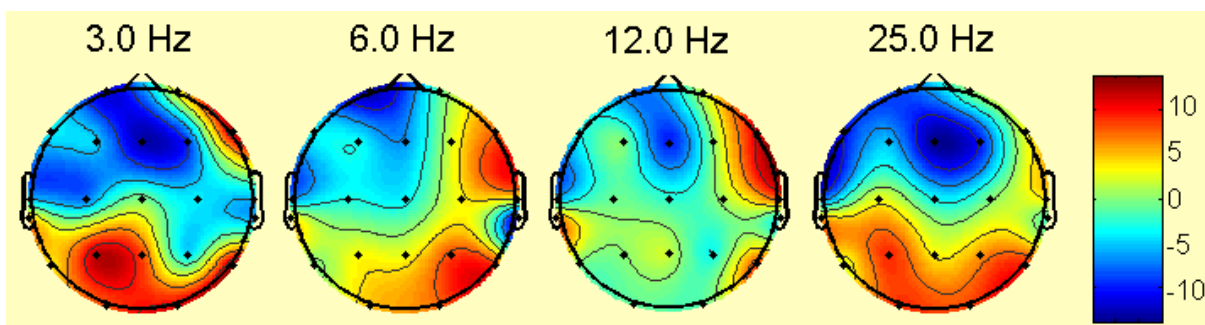
Na levém snímku je zobrazen amplitudový brainmapping pro data, na která je superponovaný EKG artefakt, jehož charakter má epileptiformní prvky. Vysoká aktivita má ohniska pod elektrodami T3, T5 a A2 a v jejich okolí se amplitudy pomalu zmenšují, ale převážně převládají v temporální, parietální a okcipitální oblasti. Na druhou stranu ve fronto-polární části jsou amplitudy vln poměrně nízké a amplituda se pomalu zvyšuje až ve frontální části.

Naopak u pravého snímku, kde byla aplikována metoda nezávislých komponent a artefakt z EKG kanálu byl odstraněn, je vidět, že primární ložiska se nacházejí pod elektrodami T3, P3, a v okcipitální oblasti. Amplitudy jednotlivých záznamů jsou o polovinu nižší v porovnání s vedlejším obrázkem a významnější aktivita se nachází především v zadní části levé hemisféry.



Obrázek 54: Frekvenční BM původního EEG záznamu s EKG artefaktem.

Z výše uvedeného záznamu je patrná velmi nízká aktivita ve frontální a fronto-polární oblasti, která je společná všem frekvenčním pásmům theta, delta, alfa i beta. Naopak je tomu u zvýšené amplitudy, která se u prvních dvou frekvenčních pásem vyskytuje v temporální, parietální a okcipitální oblasti a u frekvenčních pásem 12Hz a 25Hz se vyskytují vyšší amplitudy pouze v temporální krajině. Tato zvýšená aktivita ale není patologického charakteru a to z důvodu, že se nejedná a nijak významné hodnoty amplitud.



Obrázek 55: Frekvenční BM nového EEG záznamu bez EKG artefaktu.

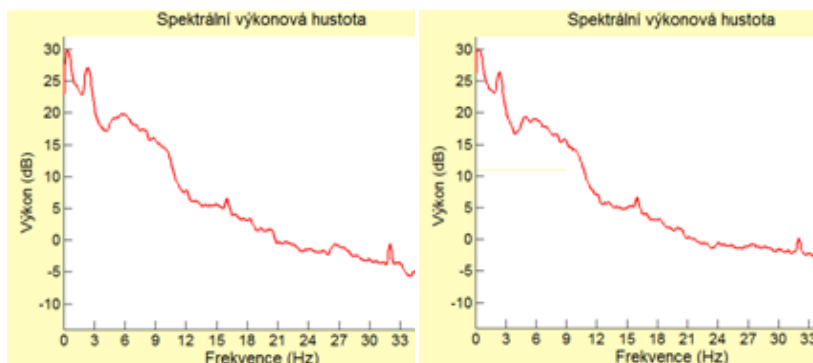
V porovnání s výše uvedeným záznamem jsme schopni pozorovat výrazné odlišnosti a to v mnoha detailech rozložení amplitud pro jednotlivá frekvenční pásma. Podstatné rozdíly jsou především ve zvýšení amplitud ve frontální oblasti a také v rozložení ložisek vzniku aktivit. Oproti původnímu záznamu, kde se vyskytoval EKG artefakt, je zřetelné také zvýšení hodnot amplitud a to na dvojnásobek. Ale jelikož se jedná o amplitudy řádově kolem $10\mu V$, nejedná se o patologickou aktivitu.

7.5.3 Spektrální výkonová hustota záznamů

V následující kapitole bude rozebrána a popsána spektrální výkonová hustota jednotlivých kanálů jednoho naměřeného EEG záznamu, kde je patrná epileptiformní aktivita. Spektrální výkonová hustota neboli zkráceně PSD charakterizuje rozložení hustoty výkonu signálu podél frekvenční osy. Z grafu je tedy patrné, která frekvence je nejvýkonnější.

Výkonové spektrum získáme výpočtem druhé mocniny každé komponenty získaného frekvenčního spektra. Pro vyhodnocení se využívá znalosti zastoupení každé frekvenční složky v daném pásmu. A tedy musí platit, že všechny frekvenční složky jsou určené jako amplitudové zastoupení vzhledem k celkové proměnlivosti signálu.

7.5.3.1 Spektrální výkonová hustota ve fronto-polární oblasti

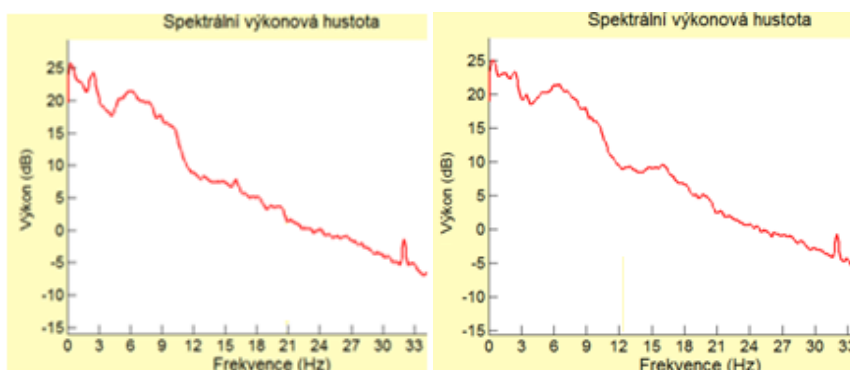


Obrázek 56: (Vlevo) PSD elektrody Fp1, (vpravo) elektrody Fp2.

7.5.3.2 Spektrální výkonová hustota ve frontální oblasti

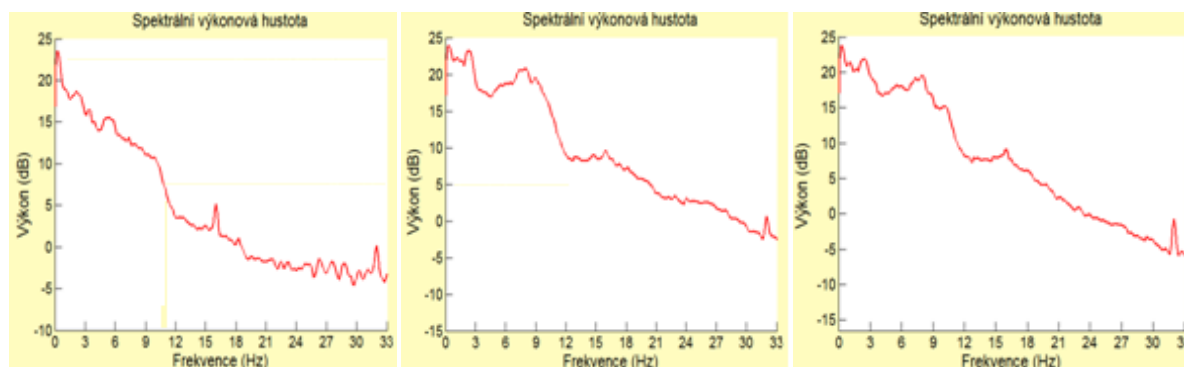


Obrázek 57: (Vlevo) PSD elektrody F7, (uprostřed) elektrody F3, (vpravo) elektrody Fz.



Obrázek 58: (Vlevo) PSD elektrody F4, (vpravo) elektrody F8.

7.5.3.3 Spektrální výkonová hustota v centrální oblasti



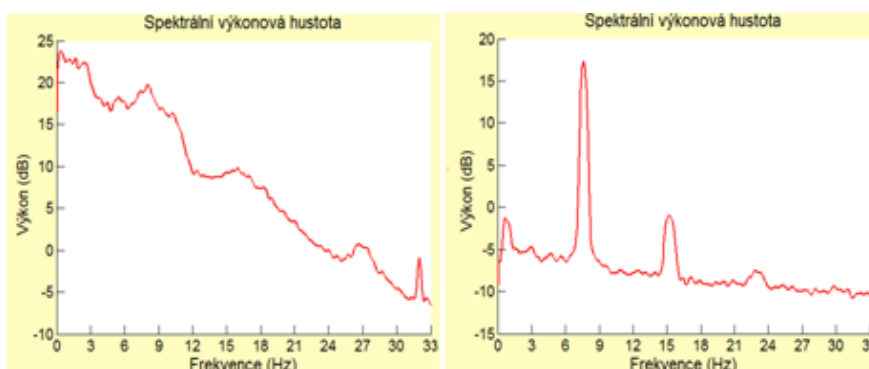
Obrázek 59: (Vlevo) PSD elektrody C3, (uprostřed) elektrody Cz, (vpravo) elektrody C4.

7.5.3.4 Spektrální výkonová hustota v parietální oblasti



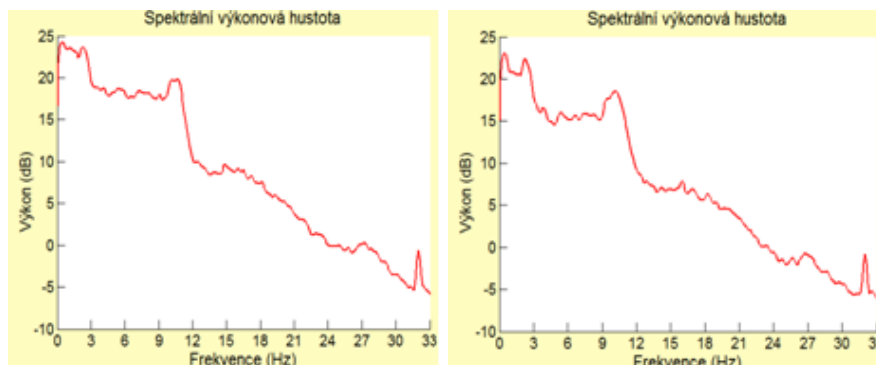
Obrázek 60: (Vlevo) PSD elektrody P3, (uprostřed) elektrody Pz, (vpravo) elektrody P4.

7.5.3.5 Spektrální výkonová hustota v okcipitální oblasti

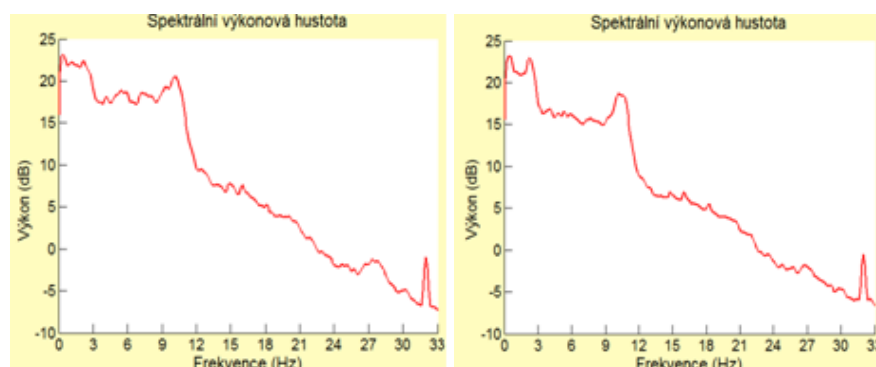


Obrázek 61: (Vlevo) PSD elektrody O1, (vpravo) elektrody O2.

7.5.3.6 Spektrální výkonová hustota v temporální oblasti



Obrázek 62: (Vlevo) PSD elektrody T3, (vpravo) elektrody T5.



Obrázek 63: (Vlevo) PSD elektrody T4, (vpravo) elektrody T6.

Z výše uvedených grafů neboli spektrogramů, můžeme pozorovat spektrální výkonovou hustotu, která představuje činnost mozku v čase. Na všechny elektrody v záznamu byla aplikována metoda spektrální výkonové hustoty. Z jednotlivých záznamů jsme schopni pozorovat, které frekvence mají největší zastoupení výkonu a naopak, u kterých frekvencí se výkon mozkové aktivity snižuje.

Pro zpracování byly použity frekvence v rozsahu od 0 Hz do 33 Hz, jelikož v tomto intervalu se nachází všechna frekvenční pásma alfa, beta, delta i theta. Na ose y je vynesena výkon v dB.

Nejvyšší aktivity jsou v tomto případě znázorněny pomocí výkonového spektra, které je skoro u všech elektrod až na výjimku u elektrody O2 značné ve frekvenčních oblastech od 0 Hz do 4 Hz. Toto frekvenční pásmo je význačné pro delta rytmus, u kterého se amplitudy pohybují řádově kolem $100\mu\text{V}$, což je typické pro patologické projevy. A z důvodu, jak bylo zmíněno dříve, že byl záznam analyzován pro pacienta, který trpí epilepsií, jsou tyto amplitudy a výkonové zastoupení pochopitelné.

Dále je vysoké výkonové zastoupení také ve frekvenčním intervalu od 8 Hz do 13 Hz, což je frekvenční pásmo alfa. Tato aktivita se projevuje především při tělesném a duševním klidu a při zavřených očích. Kromě toho je ze záznamů patrné snižování výkonů se zvyšující se frekvencí. Takže nejnižší výkony jsou patrné v oblastech okolo 30 Hz až 33 Hz a jedná se o tzv. aktivitu ve frekvenčním pásmu beta, pro kterou jsou charakteristické nízké amplitudy signálu, řádově $20\mu\text{V}$ až $30\mu\text{V}$. Tato aktivita se vyskytuje v rozmezí těchto vyšších frekvencí téměř u všech elektrod až na elektrodu O2, u které se vyskytuje určitá hodnota výkonu na frekvenčním rozsahu od 14 Hz do 16 Hz. Tato aktivita nastává při bdělosti a vyšší frekvence se objevují při různých podrážděních či náročných situacích, které nastaly při měření EEG záznamu.

7.6 Analýza a detekce epileptických hrotů

Před analyzováním a provedením detekce epileptiformní aktivity z naměřeného záznamu je nutné nejprve provést metodu nezávislých komponent, aby došlo k odstranění artefaktových složek. V záznamu se objevovaly nejen rušivé signály typu očních, svalových či artefaktů z pocení, ale především také pohybové a amplitudové artefakty, které by při nastavení parametrů pro detekci extrémních hodnot a nastavení dle sklonu výrazně ovlivňovaly a znemožňovaly správnou volbu parametrů. Po odstranění nezávislých komponent, které způsobují dané artefaktové složky, je možné nastavit dle zvoleného záznamu jednotlivé parametry pro detekci.

The screenshot shows a software window titled "Detekce dat" with a yellow background. It contains three sections for data detection, each with a color-coded header bar (yellow, green, and purple respectively) and a "Výpočet a Graf" button.

- Označení podezřelých úseků záznamu** (Yellow header): Includes a "Zobrazení dat" button and a label "Označené úseky 0".
- Detekce extrémních hodnot** (Green header):
 - Parameters: Horní hranice (uV) = 25, Počáteční čas (s), (ms) = -1000, Elektrody = 1:20.
 - Parameters: Spodní hranice (uV) = -25, Konečný čas (s), (ms) = 1992, Aktuálně označené úseky = 0.
- Detekce extrémních hodnot dle sklonu** (Green header):
 - Parameters: Maximální sklon (uV/epoch) = 50, Elektrody = 1:20.
 - Parameters: Mezní r-kvadrát (0 až 1) = 0.3, Aktuálně označené úseky = 0.
- Detekce extrémních hodnot spektra** (Purple header):
 - Parameters: Horní hranice (dB) = 25, Nízké frekvence (Hz) = 0, Elektrody = 1:20.
 - Parameters: Spodní hranice (dB) = -25, Vysoké frekvence (Hz) = 50, Aktuálně označené úseky = 0.

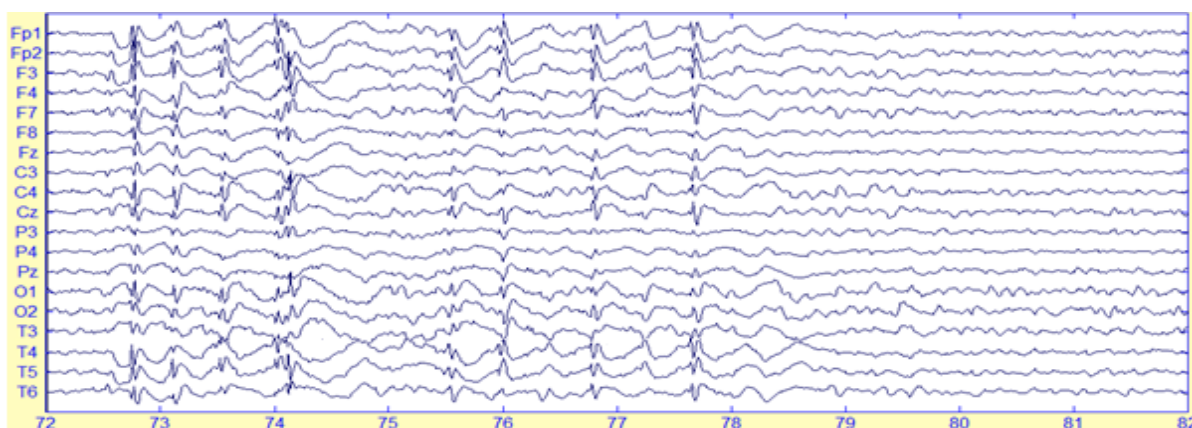
Obrázek 64: Zobrazení okna pro detekci dat.

Z výše uvedeného okna pro detekci dat je patrné, jakou můžeme zvolit cestu pro danou analýzu. V první části nejprve označíme jednotlivé podezřelé úseky zvoleného záznamu, kde by se mohly vyskytovat hledané amplitudy a v následujícím kroku máme 3 možnosti provedení analýzy a detekce extrémních dat. Při analýze je možné použít buď všechny postupy najednou, nebo jen ty metody, které v danou chvíli potřebujeme.

Rozpoznávání dat je možné provést pomocí detekce extrémních hodnot, kde se nastavuje hodnota spodní a horní hranice amplitudy v μV , která se volí podle amplitud vln zvoleného záznamu. A nakonec nastavujeme, pro které elektrody se má detekce provést. Po nastavení parametrů dojde k výpočtu a vygenerování grafu, který barevně označí úseky s podezřelou amplitudou a červeně označí jednotlivé kanály.

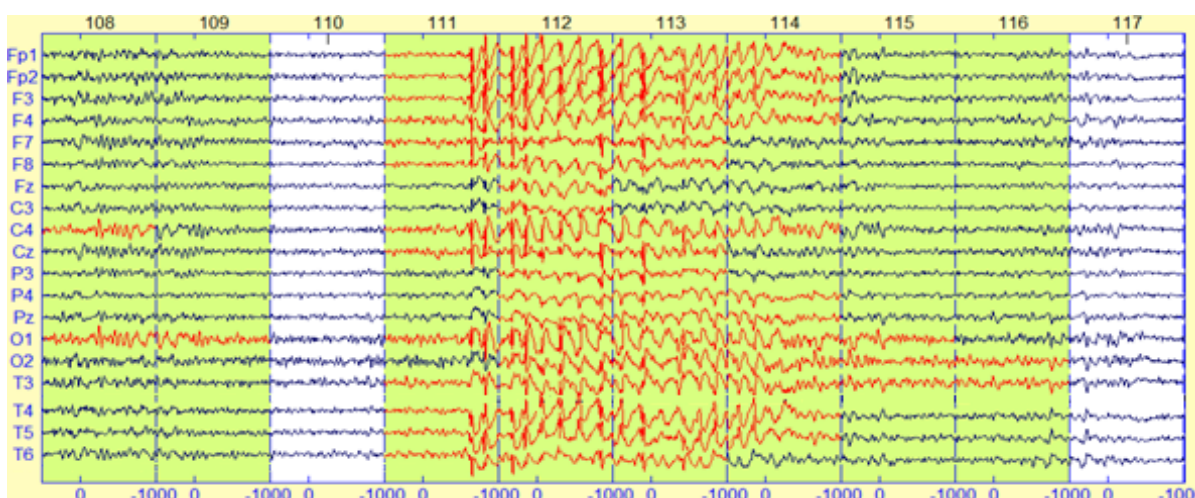
Při druhém způsobu detekce je využito sklonu náběžné hrany jednotlivých vln pro danou epochu tzn., že výpočet se provádí pro předem zvolený úsek dat. Všechny tzv. epochy jsou v záznamu odděleny od sebe modrými přerušovanými čarami. Nastavujeme maximální sklon v μV na zvolený úsek dat a volíme také hodnotu tzv. r-kvadrátu. Jedná se regresní koeficient, jehož hodnotu nastavujeme v rozsahu od 0 do 1. A jako poslední, tedy třetí metodu detekce dat je možné použití analýzy dat pomocí spektra. Zde nastavujeme spodní a horní hranici v dB a následné frekvenční rozsah, kde nastavíme hodnoty nízkých frekvencí a vysokých frekvencí. Všechny testy se spustí pomocí tlačítka Výpočet a graf.

Na následujícím obrázku je patrný záznam s epileptiformní aktivitou, která je zřejmá téměř na všech elektrodách. Epileptická aktivita se vyznačuje, jak bylo výše uvedeno, nejprve ostrou a pak následně pomalou vlnou o vysoké amplitudě, což je ze záznamu zřetelné. Tento záznam byl použit pro zaznamenání detekce epileptických vln v této práci. Pro analýzu extrémních hodnot je možné také využít příkazovou cestu z hlavního okna a to Analýza záznamu, Detekce dat epoch a Detekce extrémních hodnot. Dle této volby před začátkem testování není potřebné z vybraného záznamu označovat podezřelé úseky, ale vygenerují se rovnou pouze vlny daných kanálů, na kterých je zaznamenána zvolená hodnota minimální a maximální amplitudy.



Obrázek 65: Zpracovávaný EEG záznam s četnou epileptiformní aktivitou.

Na následujícím obrázku je znázorněn záznam s detekcí vln podezřelých z epileptické aktivity. Po zvolení vhodných minimálních a maximálních amplitud byly detekovány úseky jednotlivých kanálů v celém záznamu. Pro tento záznam byly nastaveny minimální frekvence na hodnotu $-45\mu\text{V}$ a maximální frekvence na hodnotu $50\mu\text{V}$. Tato volba nastavení označí vyšší procento podezřelých dat. Při nastavení amplitud na hodnoty od $-55\mu\text{V}$ do $60\mu\text{V}$ či vyššího rozsahu dochází k detekci menšího procenta dat a tím také k neoznačení některých úseků, kde se epileptiformní aktivita nachází. Proto je praktičtější a vhodnější zvolit menší rozsah, aby nedošlo k přehlédnutí analyzovaných dat. Pro přesnější a spolehlivější vymezení dat obsahujících epileptickou aktivitu se využívá nejen nastavení minimálních a maximálních amplitud v daném záznamu, ale také sklonu náběžné hrany jednotlivých vln pro danou epochu. Výpočet sklonu náběžné hrany se provádí pro předem zvolený úsek dat.



Obrázek 66: Detekce epileptické aktivity v záznamu.

8 Závěr

V této práci byla zpracovávána data z reálných měření v nemocnici od pacientů, kteří trpí různými druhy epilepsie. Jednotlivé záznamy neobsahují pouze epileptiformní aktivitu, ale také artefaktové složky, které jsou nasuperponovány na data vlastní mozkové aktivity pacienta. Při počítačovém zpracování EEG záznamů se nevyužívá pouze subjektivního pohledu, ale důležitou roli hraje především objektivita. Proto je naší snahou pomoci lékařům, aby analýza a vyhodnocení záznamu byly co nejjednodušší.

Metod zpracování EEG záznamu je velká řada, ale v této práci je použita a popsána především metoda nezávislých komponent. Hlavním problémem při zpracování EEG záznamu je odstranění rušivé složky signálu. Toto můžeme provést buď návrhem filtru, což je obtížný technický úkol, neboť některé artefakty jsou na stejné frekvenci jako mozková aktivita nebo pomocí metody ICA. Při zpracování dlouhodobých EEG záznamů nám jde především o získání skryté informace, která není vždy zřejmá při vizuálním hodnocení záznamů. Proto všechny EEG záznamy byly zpracovány pomocí metody nezávislých komponent, výsledky byly konzultovány s lékařem a porovnány s výsledky spektrální analýzy a názorně znázorněny pomocí BM.

V této práci byla metoda nezávislých komponent použita pro odstranění biologických a technických artefaktů, které byly na použité EEG záznamy nasuperponovány. V podstatě byla využita jako filtr, pomocí kterého byly odstraněny artefaktové složky ze záznamů a tím byla získána skrytá informace o mozkové aktivitě.

Tato metoda byla tedy využita na extrakci podstatných údajů mozkové aktivity ze získaných signálů, které byly následně zpracovány a vyhodnoceny. Principem metody ICA je rozklad naměřených dat na nezávislé komponenty, které musí být mezi sebou vzájemně statisticky nezávislé. Statistická nezávislost byla ověřena dle normálního Gaussovského rozložení v histogramu a QQ grafu pomocí Kolmogorova-Smirnova testu a u všech použitých záznamů i získaných nezávislých komponent byla splněna. Pomocí této metody jsme tedy schopni rozlišit skutečnou mozkovou činnost od zdrojů způsobujících výše zmíněné rušivé vlivy.

Po předzpracování dat byla provedena spektrální analýza a to pomocí amplitudových a frekvenčních brainmappingů a spektrální výkonové hustoty. Z jednotlivých výsledků byla popsána mozková aktivita a to porovnáním záznamů s artefaktovými složkami a záznamy po aplikaci metody nezávislých komponent. Ze získaných výsledků vyplývá výrazná ovlivnitelnost záznamu artefaktovými složkami. Po aplikaci metody ICA jsou analyzované záznamy nezkresleny rušivými prvky, a proto jsou následné analýzy a detekce korektní.

Poslední část této práce byla zaměřena na detekci epileptiformní mozkové aktivity. Detekce extrémních hodnot byla provedena dvěma způsoby, a to pomocí nastavení minimálních a maximálních hodnot amplitud v μV pro jednotlivé měřicí kanály a pomocí nastavení sklonu náběžné hrany pro daný úsek záznamu. Obě metody je možné kombinovat a tím docílit přesné detekce podezřelých úseků, kde se nachází epileptická aktivita. Výhodou a přínosem tohoto způsobu detekce je ulehčení práce lékařům, jelikož nemusí procházet celý záznam sekundu po sekundě, ale pouze vytyčené oblasti, které jsou označené prostřednictvím nastavených parametrů. Tyto hledané úseky jednotlivých kanálů, kde se nachází podezřelá mozková aktivita, jsou znázorněny červenou barvou na zeleném podkladě.

9 Literatura

- [1] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. *Zpracování biologických signálů*. Vyd. 1. Ostrava: VŠB – TUO, 2006, 135 s. ISBN 978-80-248-1491-9.
- [2] KRAJČA, Vladimír a Jitka MOHYLOVÁ. *Číslíkové zpracování neurofyziologických signálů*. Vyd. 1. Praha: České vysoké učení technické, 2011, 168 s. ISBN 978-80-01-04721-7.
- [3] MOHYLOVÁ, Jitka, Vladimír Krajča. *Zpracování signálu v lékařství*. Elektronické skriptum. Žilina: Žilinská univerzita, 2004, 142 s. ISBN 80-8070-341-8.
- [4] REKTOR, Ivan a OŠLEJŠKOVÁ, Hana. *Stručná epileptologie pro praxi*. Brno, 2010, 38 s.
- [5] *Dětská neurologie* [online]. 2014, 2.4.2014 [cit. 2014-04-02]. Dostupné z: <http://telemedicina.med.muni.cz/pdm/detska-neurologie/index.php?pg=neurologicke-vysetreni--eeg--dlouhodobce-video-eeg>
- [6] HYVÄRINEN, Aapo, Juha KARHUNEN and Erkki OJA. [i]Independent Component Analysis: Algorithms and Applications.[/i] New York: Wiley, c2001, xxi, 481 s. ISBN 0-471-40540-X.
- [7] ČERNOŠEK, A., V. KRAJČA, J. MOHYLOVÁ, et. al. Estimation of the Time Delay of Epileptic Spikes by ICA. In:[i]Lecture notes in Computer Science.[/i] Frankfurt, Germany: Springer, 2000. Vol. 1933, pp. 34-42. ISBN 3-540-41089-9.
- [8] Mohylová J., Černošek, A., Krajča, V. *The Application of Independent Component Analysis in Medical Practice*. In: [i]IC-SPETO 2001: XXIV Międzynarodowa Konferencja z Podstaw Elektrotechniki i Teorii Obwodów,[/i] Gliwice-Ustroń, 23-36.05.2001, Svazek 1, pp. 489-492. ISBN 83-85940-23-5.
- [9] Proakis, J.G., Manolakis, D.G.: *Introduction to Digital Signal Processing*. Macmillan Publishing Company, New York, 1988. ISBN 0-02-396815-X
- [10] MATLAB®. *The Language of Technical Computing*. Version 6, The Math Works, Inc., 2000 Reference
- [11] HORÁK, Bohumil, Pavel NEVŘIVA. *Signály a soustavy III*. Vyd. 1. Ostrava: VŠB – TUO, 1994, 111 s. ISBN 80-7078-246-3.
- [12] MathWorks. *MatlaSignal Processing Toolbox™ User's Guide* [online]. 2014, 16.2. 2014 [cit. 2014-04-18]. Dostupné z: http://www.mathworks.com/help/pdf_doc/signal/signal_tb.pdf
- [13] EEBLAB. Dostupné z <http://sccn.ucsd.edu/eeglab/index.html>
- [14] Někteří z provedení EEG elektrod. *Wikimedia Commons* [online]. 2013, 5. 11. 2013 [cit. 2014-04-02]. Dostupné z: <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Elektrody.jpg>
- [15] Institut postgraduálního vzdělávání ve zdravotnictví. *Základy klinické elektroencefalografie*. Praha, 16.9. - 27.9. 2002, 159 s.
- [16] OKÁČOVÁ, Lenka. *Neurologie a EEG* [online]. 2013, 3.6.2013 [cit. 2014-04-02]. Dostupné z: <http://www.neurologie-okacova.cz/co-je-to-eeg.html>
- [17] NEMOCNICE VSETÍN. *EEG laboratoř v prostorách staré neurologie*. [online]. 2014, 2.4.2014 [cit. 2014-04-02]. Dostupné z: <http://www.nemocnice-vs.cz/?sekce=co-se-deje&text=fotoarchiv&id=696&kategorie=18>